

# **Femurdeskription zur totalendoprothetischen Versorgung der Hüfte bei der Dysplasiecoxarthrose**

Inauguraldissertation  
zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin  
des Fachbereichs Medizin  
der Justus-Liebig-Universität Gießen

vorgelegt von Christoph Kluck  
aus Neubrandenburg

Gießen 2016

Aus der Orthopädischen Klinik der Klinikum Dortmund gGmbH

Direktor: Prof. Dr. med. Bernd-Dietrich Katthagen

1. Gutachter: Prof. Dr. Bernd-Dietrich Katthagen

2. Gutachter: Prof. Dr. Dr. Reinhard Schnettler

Tag der Disputation: 23.11.2016

## Inhaltsverzeichnis

1.	Einleitung .....	1
1.1.	Dysplasiecoxarthrose .....	1
1.2.	Therapeutische Besonderheiten der Dysplasiecoxarthrose .....	1
1.3.	Klassifikationen betreffend die acetabuläre Pathologie .....	1
1.4.	Klassifikationen betreffend die femorale Pathologie .....	2
1.5.	Veränderungen des proximalen Femur im Rahmen der Dysplasiecoxarthrose .....	3
1.6.	Zielsetzung der Studie .....	4
2.	Material und Methodik .....	6
2.1.	Patientenkollektiv .....	6
2.2.	Patientenaktenstudie .....	7
2.3.	Software .....	7
2.4.	Größenkalibrierung der Röntgenbilder .....	7
2.5.	Überprüfung der Röntgenbildkalibrierung ohne Referenzkugel .....	9
2.6.	Parameter .....	9
2.6.1.	Parameter Hüftaufnahme (a.p.) .....	9
2.6.2.	Parameter a.p.-Beckenübersichtsaufnahme .....	10
2.6.3.	Parameter Rippsteinaufnahme II .....	10
2.6.4.	Femurkopfdurchmesser und Femurkopfmittelpunkt .....	10
2.6.5.	Schenkelhalsachse .....	11
2.6.6.	Offset des Femurkopfes .....	11
2.6.7.	Femurhalslänge .....	12
2.6.8.	Distanzen .....	12
2.6.9.	Mediolaterale Breite des Markkanals .....	13
2.6.10.	Extrakortikale Breite .....	13
2.6.11.	Canal-Flare-Index .....	13
2.6.12.	Metaphysärer Canal Flare Index .....	14
2.6.13.	Cortical Index .....	14
2.6.14.	Medialer Cortexwinkel und Cortexradius .....	15
2.6.15.	CE-Winkel nach Wiberg .....	15
2.6.16.	Klassifikation nach Crowe .....	16
2.6.17.	Klassifikation nach Hartofilakidis .....	17
2.6.18.	Projizierter Centrum-Collum-Diaphysenwinkel (CCD-Winkel) n. Müller .....	18
2.6.19.	Projizierter Antetorsionswinkel .....	19
2.6.20.	Reeller CCD-Winkel und Antetorsionswinkel .....	19
2.6.21.	Statistische Methoden .....	20

3.	Ergebnisse.....	22
3.1.	Patientengut .....	22
3.2.	Geschlecht der untersuchten Patienten .....	22
3.3.	Seitenverteilung der operierten Hüften.....	23
3.4.	Altersverteilung:.....	23
3.5.	Voroperationen .....	24
3.6.	Überprüfung der Röntgenbildkalibrierung ohne Referenzkugel .....	25
3.7.	Ergebnisse der Parameterbestimmung .....	26
3.7.1.	Streckenmessungen .....	26
3.7.2.	Femurkopfdurchmesser .....	26
3.7.3.	Femorales Offset.....	27
3.7.4.	Halslänge .....	28
3.7.5.	Femurkopfhöhe .....	29
3.7.6.	Höhe des Trochanter major .....	30
3.7.7.	Femurkopf - Trochanter major .....	31
3.7.8.	Isthmusposition .....	32
3.7.9.	Mediolaterale Markkanalbreiten und extrakortikale Femurbreiten .....	32
3.7.9.1.	Mediolaterale Markkanalbreiten .....	33
3.7.9.2.	Extrakortikale Femurbreiten .....	36
3.7.10.	Canal-Flare-Index .....	38
3.7.11.	Metaphysärer Canal Flare Index.....	44
3.7.12.	Cortical Index .....	45
3.7.13.	Medialer Cortexwinkel und Cortexradius .....	46
3.7.14.	CE-Winkel nach Wiberg .....	48
3.7.15.	Klassifikation nach Crowe .....	49
3.7.16.	Klassifikation nach Hartofilakidis .....	49
3.7.17.	Centrum-Collum-Diaphysenwinkel.....	49
3.7.18.	Antetorsionswinkel .....	51
4.	Diskussion .....	53
4.1.	Material und Methodik .....	53
4.2.	Geschlecht der untersuchten Patienten .....	56
4.3.	Altersverteilung.....	56
4.4.	Vergleich: männliche und weibliche Femora .....	57
4.5.	Vergleich: voroperierte - nicht voroperierte Femora .....	59
4.6.	Klassifikation nach Hartofilakidis .....	61
4.7.	Klassifikation.....	66
5.	Zusammenfassung .....	69



5.1.	Summary .....	71
6.	Abkürzungsverzeichnis.....	73
7.	Abbildungsverzeichnis.....	75
8.	Tabellenverzeichnis .....	77
9.	Literaturverzeichnis .....	79
10.	Anhang .....	84
11.	Erklärung zur Dissertation .....	95
12.	Danksagung .....	96

## **1. Einleitung**

### **1.1. Dysplasiecoxarthrose**

Unter dem Begriff Dysplasiecoxarthrose versteht man die degenerative Veränderung des Hüftgelenks infolge einer Hüftdysplasie-bedingten Reifungsstörung. Die Hüftdysplasie gilt als häufigste Ursache für eine sekundäre Coxarthrose [23, 26].

Auch wenn umfangreiche Screeningprogramme und frühzeitige konservative Therapiemöglichkeiten im Säuglingsalter sowie vielfältige operative Verfahren zur Verhinderung bzw. Verminderung präarthrotischer Deformitäten etabliert sind, kann es dennoch im Erwachsenenalter zur Ausbildung des Krankheitsbildes der Dysplasiecoxarthrose kommen [3].

### **1.2. Therapeutische Besonderheiten der Dysplasiecoxarthrose**

Als eine der Hauptsäulen in der Therapie der Dysplasiecoxarthrose gilt die totalendoprothetische Versorgung des Hüftgelenks. In vielen Fällen stellt sie die einzige Möglichkeit dar, eine weitgehend physiologische Biomechanik des Hüftgelenks wiederherzustellen [27, 42, 52].

Dabei kann es im Vergleich zu der endoprothetischen Therapie der primären Coxarthrose insbesondere mit zunehmendem Schweregrad der Hüftdysplasie jedoch vermehrt zu Komplikationen und Schwierigkeiten bei der Versorgung kommen [2, 11, 26]. Diese können u.a. auch auf Veränderungen in der Morphologie des proximalen Femurs zurückzuführen sein [2].

Im Vergleich zur idiopathischen, primären Coxarthrose tritt die Dysplasiecoxarthrose typischerweise bei jüngeren und somit meist aktiveren Patienten auf [26, 47]. Folglich ist bei dieser Patientengruppe eine möglichst nachhaltige Wiederherstellung der Gelenkfunktion von besonderer Bedeutung.

Für eine erfolgreiche Rekonstruktion des Hüftgelenks und ein optimales Langzeitergebnis ist es daher erforderlich, dass Art und Schweregrad der mit der Dysplasiecoxarthrose assoziierten Veränderungen erkannt und berücksichtigt werden. Nur wenige Studien haben sich jedoch bisher mit den Veränderungen des proximalen Femurs bei der Hüftdysplasie bzw. Dysplasiecoxarthrose beschäftigt.

### **1.3. Klassifikationen betreffend die acetabuläre Pathologie**

Für die Einschätzung des Schweregrades der Hüftdysplasie bei Erwachsenen wurden verschiedene Klassifikationssysteme beschrieben, wobei besonders die allgemein üblichen Systeme von Crowe et al. sowie Hartofilakidis et al. verbreitet sind [24].

Diese beiden Klassifikationssysteme haben gemeinsam, dass sie den Schweregrad der Erkrankung über das Ausmaß der Dislokation des Femurkopfes in Relation zum Acetabulum bzw. zur Beckenhöhe definieren (s. 2.6.16 Klassifikation nach Crowe und 2.6.17 Klassifikation nach Hartofilakidis) [15, 27, 29].

Mit diesen beiden Systemen ist es möglich, Vorhersagen zum klinischen Ergebnis nach endoprothetischer Versorgung zu treffen [18]. So zeigten Cameron et al., dass mit zunehmendem Schweregrad nach der Crowe Klassifikation mit einer vermehrten Anzahl an Komplikationen zu rechnen ist [11]. Sugano et al. haben gezeigt, dass die Crowe-Klassifikation bei der Entscheidung der Prothesenauswahl von Nutzen ist [52].

Sowohl die Crowe- als auch die Hartofilakidis-Klassifikation geben bei der präoperativen Planung jedoch nur wenig Auskunft zu möglichen Schwierigkeiten und Komplikationen, die durch die Morphologie des proximalen Femurs oder aber eventuelle Voroperationen bedingt sein können.

Auch die Klassifikationssysteme nach Eftekhar und Kerboul et al. liefern nur wenig Informationen zu den Veränderungen des Femurs bei der Dysplasiecoxarthrose [21, 29, 30].

#### **1.4. Klassifikationen betreffend die femorale Pathologie**

Um die o.g. Lücke zu schließen, schlagen Gaston et al. daher die Einführung eines neuen Klassifikationssystems vor [24], in das eine acetabuläre und eine femorale Komponente eingeht.

Anhand von a.p.-Beckenübersichtsaufnahmen lassen sich folgende Komponenten bestimmen:

- Acetabuläre Komponente
  - o AI – dysplastisches Acetabulum
  - o AII – Acetabulum bei geringer Dislokation
  - o AIII a – Acetabulum nach vorhergehender OP mit Metallteilen
  - o AIII b – Acetabulum nach vorhergehender OP ohne Metallteile
- Femorale Komponente
  - o FI – dysplastisches Femur
  - o FII – hoch disloziertes Femur
  - o FIII a – Femur nach vorhergehender OP mit Metallteilen
  - o FIII b – Femur nach vorhergehender OP ohne Metallteile

Diese sogenannte „Edinburgh-Klassifikation“ findet bisher jedoch wenig Anwendung [10].

### **1.5. Veränderungen des proximalen Femur im Rahmen der Dysplasiecoxarthrose**

Das Femur ist der längste und größte Knochen des menschlichen Körpers, seine Länge beträgt in etwa 40-50 cm [53]. Geschlecht, Alter, Statur und ethnische Herkunft sind Faktoren, die Einfluss auf Form und Abmessungen des Femurs haben [41, 52].

Die Geometrie des Femurs von Patienten mit Dysplasiecoxarthrose weist einige signifikante Unterschiede zum Gesunden auf. Der Schweregrad der Hüft dysplasie beeinflusst die Abmessungen und Form der verschiedenen anatomischen Strukturen. So ist ein typisches Merkmal des veränderten Femurs der verkürzte Femurhals. Die mittlere Länge des Femurhalses nimmt mit zunehmendem Schweregrad nach Crowe ab [20, 42, 52].

Der Femurkopf wird oftmals als klein und asphärisch deformiert beschrieben [15, 20], der Abstand des Kopfes zur Femurachse („medial head offset“) nimmt mit zunehmenden Crowe Grad ab [2, 42, 44].

Einige Autoren beschreiben, dass an Femora bei Patienten mit Hüft dysplasie vergrößerte Collum-Diaphysen-Winkel und vermehrt Coxa valga zu beobachten sind [14, 25]. Noble et al. konnten diese Beobachtungen in ihren Untersuchungen an dreidimensionalen Femurmodellen, die aus CT-Datensätzen generiert wurden, nicht teilen. Die Unterschiede der ermittelten mittleren CCD-Winkel dysplastischer Femora zur Kontrollgruppe waren nicht signifikant, jedoch lag eine breitere Streuung der Messwerte im Vergleich zur Kontrollgruppe vor. Es lagen somit signifikant mehr Coxa vara und Coxa valga vor [42]. Sugano et al. konnten für Femora von Patienten, die der Crowe Gruppe I, II und III angehören, keine signifikanten Unterschiede zur Kontrollgruppe ausmachen. In Gruppe IV wurde jedoch ein leicht verringerter mittlerer CCD-Winkel sowie eine erhöhte Prävalenz von Coxa vara festgestellt [52]. Robertson et al. beschreiben eine Abnahme des CCD-Winkels mit zunehmendem Schweregrad der Dysplasie nach Crowe [44].

Eine mögliche Erklärung für die Annahme bzw. Beobachtung, dass bei der Hüft dysplasie vergrößerte CCD-Winkel und vermehrt Coxa valga auftreten, könnte der vergrößerte Antetorsionswinkel dysplastischer Femora sein. Die vergrößerte Antetorsion führt dazu, dass die Femurhalsachse trotz Beininnenrotation in der a.p.-Beckenübersichtsaufnahme nicht parallel zur Bildebene abgebildet wird. Die schräge Abbildung kann dazu führen, dass der CCD-Winkel überschätzt wird [26, 42, 52].

Die Untersuchungen von Noble et al., Sugano et al. sowie Robertson et al. erfolgten an japanischen Populationen. Argenson et al., deren Studie ebenfalls an CT-basierten 3D-Modellen erfolgte, bestätigen die Abnahme des CCD-Winkels bei kaukasischen

Patienten mit Hüftdysplasie nur für die Crowe Klasse III und IV. Für Klasse I und II war eine signifikante Zunahme im Vergleich zu Patienten mit primärer Coxarthrose zu vermerken [2].

Die Femora der Patienten mit kongenitaler Hüftdysplasie weisen im Vergleich zu normalen Femora signifikante Unterschiede auf. So lässt sich eine vergrößerte Antetorsion des Femurhalses beobachten [2, 15, 27, 42, 52].

Neben den Veränderungen der äußeren Form der dysplastischen Femora sind auch Unterschiede in der Form und den Abmessungen des intramedullären Kanals beschrieben.

Der intramedulläre Kanal wird im Vergleich zum normalen Femur oft als kleiner und schmaler bezeichnet [12, 15, 20].

Die Mehrzahl der umfangreichen Studien zur Deskription der Morphologie des proximalen Femurs bei der Hüftdysplasie bzw. Dysplasiecoxarthrose wurde an asiatischen und insbesondere an japanischen Patienten durchgeführt [42-44, 52, 58]. Die Untersuchungen dieser Studien wurden zumeist an CT-Aufnahmen und konventionellen Röntgenbildern von Patienten durchgeführt, bei denen ein totalendoprothetischer Hüftgelenkersatz erfolgte.

In den meisten Studien wurden Patienten, bei denen zuvor gelenkverbessernde Operationen durchgeführt wurden, von den Untersuchungen ausgeschlossen. Clohisy et al. haben in ihrer Studie auch Femora von Patienten untersucht, bei denen zuvor eine Beckenosteotomie durchgeführt wurde [14]. Die Auswirkungen femoraler Voroperationen auf die Morphologie des Femurs bei der Dysplasiecoxarthrose wurden nach eigenem Kenntnisstand bisher nicht berücksichtigt.

Ein großer Anteil der Patienten mit einer Dysplasiecoxarthrose, bei denen ein endoprothetischer Ersatz des Hüftgelenks erforderlich ist, wurde zuvor bereits am Becken oder Femur voroperiert.

### **1.6. Zielsetzung der Studie**

Das Ziel dieser Studie ist die Deskription des proximalen Femurs zur Hüft-TEP Implantation bei der Dysplasiecoxarthrose. Diese soll anhand von vorliegenden Röntgenbildern des Klinikums Dortmund erfolgen und sich am operativen Versorgungsalltag der Hüftendoprothetik orientieren.

Die aktuell verbreiteten Klassifikationen der Hüftdysplasie bei Erwachsenen bzw. der Dysplasiecoxarthrose basieren auf dem Ausmaß der (Sub-)Luxation des Femurkopfes im Verhältnis zum Becken bzw. Acetabulum. Darüber hinaus bieten sie keine Information über eventuell vorliegende Veränderungen des Femurs. Nach Möglichkeit soll eine praktikable Klassifikation oder eine Erweiterung eines der beiden etablierten

Systeme für Veränderungen des proximalen Femurs bei der Dysplasiecoxarthrose abgeleitet werden. Diese Klassifikation soll die spezielle Morphologie des proximalen Femurs sowie die Besonderheiten der voroperierten Hüftgelenke berücksichtigen und eine Auskunft über mögliche Schwierigkeiten und Komplikationen bei der endoprothetischen Versorgung geben und dabei mit vertretbarem Planungsaufwand umsetzbar sein.

## **2. Material und Methodik**

### **2.1. Patientenkollektiv**

Mit dem Ziel, diejenigen Patienten zu identifizieren, die auf Grund einer Dysplasiecoxarthrose in der orthopädischen Klinik des Klinikums Dortmund behandelt wurden, erfolgte zunächst eine Analyse der Operationspläne aus dem Zeitraum vom 01.01.2009 bis 10.09.2012. Diese ließen sich mit dem Klinikinformationssystem „Imed One“ generieren. Mithilfe der OP-Pläne konnten alle Patienten ermittelt werden, bei denen im angegebenen Zeitraum eine Hüftgelenktotalendoprothese implantiert wurde.

Die präoperativen Röntgenbilder, Operationsberichte, Arztbriefe und weitere Dokumentationen der digitalen Patientenakte wurden nach Vorliegen einer Dysplasiecoxarthrose ausgewertet. Bei Vorhandensein einer Dysplasiecoxarthrose wurden die Patienten in das Patientenkollektiv aufgenommen. Patienten, bei denen keine Dysplasiecoxarthrose dokumentiert worden ist, wurden dann in das Patientenkollektiv aufgenommen, wenn radiologisch eindeutige Coxarthrosezeichen bei einem CE-Winkel nach Wiberg von unter 20° in der präoperativen Beckenübersichtsaufnahme vorlagen.

Um eine repräsentativere Stichprobengröße zu erhalten, wurden zusätzlich weitere Hüften von Patienten mit in das Kollektiv aufgenommen, bei denen eine hüftendoprothetische Versorgung außerhalb des mit den OP-Plänen erfassten Zeitraums erfolgte. Hierbei handelt es sich um Patienten, die im oben genannten Zeitraum operiert worden sind und bei denen außerdem bereits vor 2009 ein Hüftgelenkersatz der Gegenseite durchgeführt wurde.

Die Aufnahme der Patienten in das Kollektiv erfolgte unabhängig von eventuellen Voroperationen am Becken oder Femur.

Durch dieses Vorgehen wurden 244 Patienten erfasst. Da wie bereits beschrieben auch etwaige frühere Operationen der Gegenseite berücksichtigt wurden, konnten schließlich 306 Fälle identifiziert werden. Insgesamt ließen sich 261 Hüften von 210 Patienten auswerten.

Im Rahmen der Parameterbestimmung mussten 45 Fälle von der Auswertung ausgeschlossen werden, da die vorliegende Bildgebung eine Auswertung nicht zuließ. Die Gründe dafür waren u.a. eine mangelhafte Einstellung des Femurs auf der Röntgenaufnahme, die eine Parameterbestimmung verhinderte bzw. die Größenkalibrierung über die unten beschriebene Methode (s. Größenkalibrierung ohne Skalierhilfe) unmöglich machte. Zusätzlich war es bei einigen Hüften, bei denen eine femorale Voroperation stattfand, nicht möglich, den Trochanter minor zu identifizieren.

Diese Struktur ist für die Kalibrierung und als Referenzpunkt für die Parameterbestimmung unerlässlich.

Zur Bestimmung der unten genannten Parameter wurden die im Programm Impax (Fa. Siemens) digital archivierten Röntgenbilder anonymisiert und im JPEG-Format exportiert. Zu den exportierten Bildern gehörten in der Regel eine Beckenübersichtsaufnahme und eine Aufnahme des proximalen Femurs in a.p.-Projektion, die standardmäßig zur Prothesenplanung angefertigt wird, sowie, falls vorhanden, die Hüftaufnahme in der Projektion nach Rippstein II. Ferner erfolgte die Erfassung von postoperativen Hüft- und Beckenaufnahmen.

## **2.2. Patientenaktenstudie**

Aus der digitalen Patientenakte wurden Geburtsdaten und Geschlecht der Patienten entnommen. Mit Hilfe des OP-Datums konnte das Alter des Patienten zum Zeitpunkt der Implantation der Hüftprothese bestimmt werden. Zusätzlich wurde erfasst, auf welcher Seite ein endoprothetischer Hüftgelenkersatz durchgeführt wurde sowie, ob Voroperationen am proximalen Femur oder Becken erfolgt sind.

Aus den Operationsberichten wurden Daten über Hersteller, Art und Größe des eingesetzten Prothesenschafts sowie des Durchmessers des verwendeten Prothesenkopfes ermittelt, um auch bei den Röntgenbildern eine Größenkalibrierung durchführen zu können, bei denen keine Kalibrierkugel abgebildet war.

## **2.3. Software**

Die Vermessung der zu bestimmenden Parameter erfolgte mit der Software mediCAD® Classic Version 2.55.1.5 der Firma Hectec für Windows 7.

Die zu ermittelnden Daten wurden mit dem Programm Microsoft Excel (verschiedene Versionen) erfasst und ausgewertet.

Die statistischen Auswertungen wurden mit dem Programm SPSS Version 22 von IBM durchgeführt, zur Erstellung der Diagramme wurden ebenfalls SPSS sowie Microsoft Excel verwendet.

Die Anfertigung bzw. die Bearbeitung der Abbildungen wurde mit Adobe Illustrator CS4 sowie Adobe Photoshop CS4 durchgeführt.

## **2.4. Größenkalibrierung der Röntgenbilder**

Bei 54 der 261 untersuchten Hüften lagen a.p.-Hüftaufnahmen vor, bei denen während der Aufnahme eine Skalierhilfe angebracht wurde. Dabei handelt es sich um eine röntgenopake Referenzkugel aus Metall mit einem Durchmesser von 25 mm, die auf



Knochenebene des Femurs angebracht wird und somit eine Größenbestimmung der knöchernen Strukturen ermöglicht.

Die Software mediCAD® besitzt eine Skalierungsfunktion, mit der es möglich ist, Aufnahmen mit Referenzkugeln zu kalibrieren. Hierfür müssen drei Punkte des Umkreises der abgebildeten Messkugel abgenommen werden. Die Software ermittelt aus diesen drei Punkten eine Kreislinie, die deckungsgleich mit dem Umkreis der Messkugel ist. Durch Angabe des Durchmessers (= 25 mm) dieses Kreises wird die Kalibrierung abgeschlossen.

Zur Kalibrierung der a.p.-Hüftaufnahmen ohne Referenzkugel wurden die postoperativ angefertigten Hüftaufnahmen analysiert. Diese wurden über den Durchmesser des eingebrachten Kugelkopfes größtenkalibriert. In einigen Fällen ist der Kugelkopfdurchmesser im OP-Bericht nicht vermerkt worden. Die Größe und Art des implantierten Schaftes war in diesen Fällen jedoch immer dokumentiert. So konnte bei fehlendem Kugelkopfdurchmesser eine Zwei-Punkt-Abstands-Kalibrierung mit Hilfe des Prothesenschaftes erfolgen. Die Schaftlängen der jeweiligen Prothesengrößen sind den Angaben der Hersteller auf deren Internetseiten zu entnehmen [1, 48, 49, 60].

Nachdem die Kalibrierung über den Prothesenschaft erfolgt war, wurde der fehlende Kugelkopfdurchmesser ermittelt. Da der Größenunterschied zwischen den verwendeten Prothesenkugelköpfen mit 4 mm ausreichend groß ist, wurden die Aufnahmen auf die nächstliegende Kugelkopfgröße gerundet, indem sie mit den ermittelten Kopfdurchmessern erneut kalibriert wurden.

War der Kugelkopf nur ungenügend abgebildet, da er durch die Hüftpfanne überlagert wurde, erfolgte die Kalibrierung ausschließlich über die Prothesenschaftlänge.

Im Anschluss an die Kalibrierung wurden drei sowohl in den prä- als auch in den postoperativen Aufnahmen deutlich erkennbare Punkte aufgesucht und markiert:

1. an der Spitze des Trochanter minor,
2. am höchsten Punkt des Trochanter major
3. sowie am Tuberculum innominatum (s.

Abbildung 2-1 und Abbildung 2-2)

Die Distanzen zwischen diesen drei Punkten dienten der Übertragung der Kalibrierung von den postoperativen zu den präoperativen a.p.-Hüftaufnahmen.

Nach Kenntnisstand des Autors wurde diese Methodik bisher nicht beschrieben.

Die a.p.-Beckenübersichtsaufnahmen und die

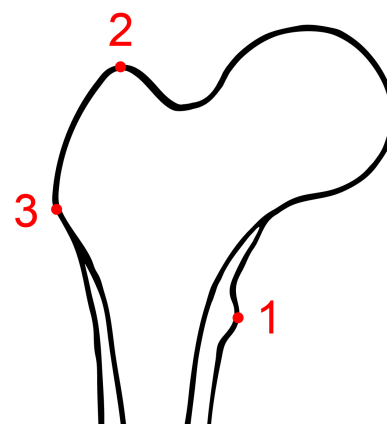


Abbildung 2-1: Referenzpunkte zur Kalibrierung

Aufnahmen nach Rippstein wurden nur orientierend über den Hüftkopfdurchmesser kalibriert, da hier keine Streckenmessungen durchgeführt wurden.

## 2.5. Überprüfung der Röntgenbildkalibrierung ohne Referenzkugel

Um die Genauigkeit der Größenkalibrierung über die postoperativen Röntgenaufnahmen zu überprüfen, wurden 50 a.p.-Hüftaufnahmen, auf denen eine Referenzkugel abgebildet ist, nach der o.g. Methode kalibriert.

Im Anschluss an die Kalibrierung wurde der Durchmesser der Referenzkugel gemessen (s. Abbildung 2-2). Dies ist abermals durch das Eintragen von drei Punkten des Umkreises der Messkugel erfolgt, aus denen die Software MediCAD® einen dazugehörigen Kreis und den zu bestimmenden Durchmesser errechnet hat.

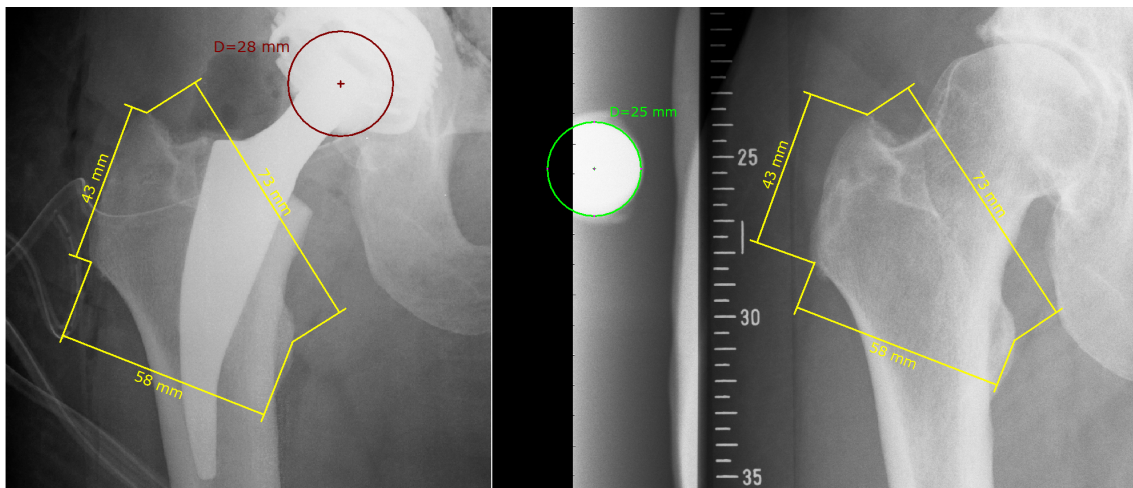


Abbildung 2-2: Überprüfung der Röntgenbildkalibrierung

## 2.6. Parameter

Alle im Rahmen dieser Studie bestimmten Strecken werden in Millimeter angegeben. Die Winkelmessungen erfolgen in Gradangaben.

### 2.6.1. Parameter Hüftaufnahme (a.p.)

Folgende Parameter wurden anhand der kalibrierten Hüftaufnahmen bestimmt:

- Femurkopfdurchmesser und -mittelpunkt
- Schenkelhalsachse
- Markkanalachse des Femurs
- Offset des Femurkopfes
- Femurhalslänge
- Vertikale Distanz zwischen Femurkopfmittelpunkt und Spitze des Trochanter minor

- Vertikale Distanz zwischen Trochanter major und Trochanter minor
- Vertikale Distanz zwischen Femurkopfmittelpunkt und Trochanter major
- Vertikale Distanz zwischen Isthmus des Femurs und Trochanter minor
- Jeweils die mediolaterale Breite des Femurmarkkanals sowie die mediolaterale extrakortikale Breite auf folgenden Höhen:
  - 20 mm über und unter dem Trochanter minor
  - Trochanter minor
  - Isthmus
  - Auf Höhe von 35% des vertikalen Abstands zwischen Spitze des Trochanter minor und Femurkopfmittelpunkt über und unter dem Trochanter minor
- Canal Flare Index
- Metaphysärer Canal Flare Index
- Cortical Index
- Medialer Cortex Radius
- Medialer Cortex Winkel
- Projizierter Centrum-Collum-Diaphysenwinkel (CCD-Winkel) nach Müller

### 2.6.2. Parameter a.p.-Beckenübersichtsaufnahme

Auf den Beckenübersichtsaufnahmen wurden folgende Werte bestimmt:

- Centrum-Ecken-Winkel (CE-Winkel)
- Klassifikation nach Crowe
- Klassifikation nach Hartofilakidis

### 2.6.3. Parameter Rippsteinaufnahme II

Die Aufnahme nach Rippstein II diente der Bestimmung des projizierten Antetorsionswinkels.

### 2.6.4. Femurkopfdurchmesser und Femurkopfmittelpunkt

Um den Femurkopfmittelpunkt zu bestimmen, wurde ein Kreis auf den Femurkopf projiziert, der dessen Kontur am nächsten kommt („M“, s. Abbildung 2-3). Dies ist durch die Festlegung von drei Randpunkten möglich, aus denen ein Kreis berechnet werden kann. Der Mittelpunkt dieses

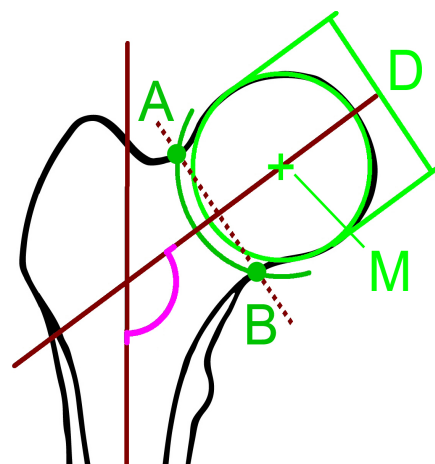


Abbildung 2-3: Femurkopfdurchmesser, -mittelpunkt, Schenkelhalsachse

konstruierten Kreises wurde dann als Femurkopfmittelpunkt festgelegt, der berechnete Durchmesser („D“, s. Abbildung) des Kreises als Femurkopfdurchmesser. Diese Methode entspricht der Bestimmung der Parameter mit einer Kreisschablone. Bei stark arthrotisch deformierten bzw. destruierten Femurköpfen wurde der Kreis so konstruiert, dass er die ursprüngliche Form und Lage des Femurkopfes bestmöglich widerspiegelt.

#### 2.6.5. Schenkelhalsachse

Die Bestimmung der Schenkelhalsachse erfolgte mit Hilfe der Methode nach M.E. Müller [38, 54]. Dabei wird zunächst, wie bereits oben beschrieben, der Hüftkopfmittelpunkt ermittelt. Zusätzlich wird ein weiterer Punkt („A“) bestimmt, an dem die stärkste Taillierung der lateralen Schenkelhalskortikalis vorliegt. Vom Femurkopfmittelpunkt als Zentrum ausgehend wird ein zweiter Kreisbogen gebildet, welcher genau den oben genannten Punkt der stärksten Taillierung („A“) schneidet. Dieser konstruierte Kreisbogen bildet einen weiteren Schnittpunkt mit der medialen Kortikalis des Schenkelhalses („B“). Die Senkrechte zur Geraden durch die beiden Punkte „A“ und „B“, die durch den Hüftkopfmittelpunkt verläuft, ist die Schenkelhalsachse (s. Abbildung 2-3)

#### 2.6.6. Offset des Femurkopfes

Unter Offset („FO“, s. Abbildung 2-4) des Femurkopfes versteht man den Abstand des Hüftkopfmittelpunktes zur Femurlängsachse des Markkanals („MK“, s. Abbildung 2-6) [41]. Die Längsachse wurde als Mittellinie von 4 Punkten definiert. Zwei Punkte wurden dafür unterhalb des Trochanter minor im proximalen Abschnitt des Markkanals jeweils auf die mediale und laterale endostale Markkanalbegrenzung gelegt, die anderen beiden entsprechend weiter distal. Somit entspricht die Markachse der Mittellinie der endostalen Kontur des Femurs [2].

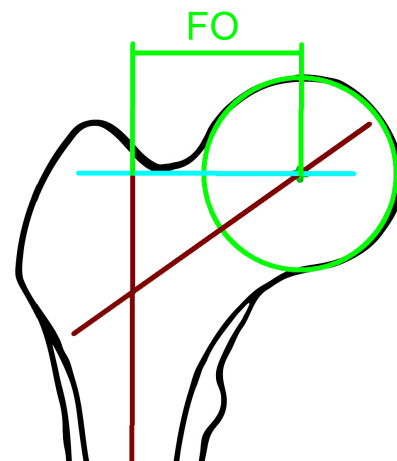


Abbildung 2-4: femorales Offset

### 2.6.7. Femurhalslänge

Für die Länge des Femurhalses gibt es verschiedene Definitionen. In dieser Studie wurde die Femurhalslänge als die Strecke des Hüftkopfmittelpunktes zum Schnittpunkt zwischen Femurhalsachse und Femurlängsachse festgelegt („HL“, s. Abbildung 2-5) [37, 39]. Diese Definition kommt auch der Methodik nach Noble et al. und Sugano et al. am nächsten, die Parameterbestimmung anhand von CT-Datensätzen durchführten [42, 52].

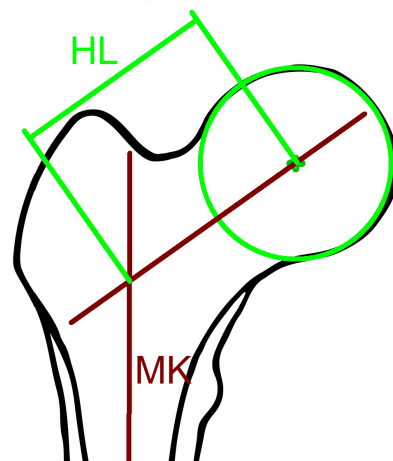


Abbildung 2-5: Femurhalslänge

### 2.6.8. Distanzen

Folgende vertikale Distanzen parallel zur Femurschaftachse wurden mit Bezug zur Spitze des Trochanter minor bestimmt (s. Abbildung 2-6):

- Femurkopfmittelpunkt - Trochanter minor = Femurkopfhöhe („HK“)
- höchster Punkt des Trochanter-major-Massivs - Trochanter minor = Höhe des Trochanter major („HTM“)
- Isthmus - Trochanter minor = Isthmusposition („IP“)

Der vertikale Abstand zwischen Femurkopfmittelpunkt und Trochanter major ist die Differenz zwischen den Strecken (HTM) und (HK).

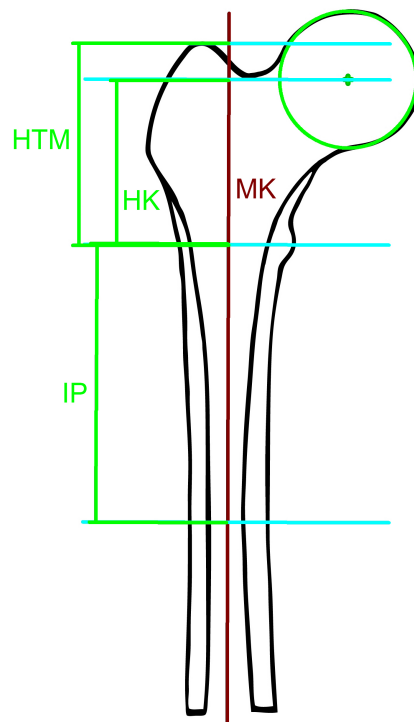


Abbildung 2-6: vertikale Distanzen

### 2.6.9. Mediolaterale Breite des Markkanals

Die mediolaterale Breite des Markkanals wurde an sechs verschiedenen Stellen bestimmt (s. Abbildung 2-7) auf dem Niveau

- des femoralen Isthmus,
- des Trochanter minor,
- jeweils auf den Ebenen 20 mm proximal („E<sub>+20</sub>“) und distal („E<sub>-20</sub>“) des Trochanter minor [40],
- jeweils auf den Ebenen im Abstand von 35 % der Stecke Femurkopfmittelpunkt - Trochanter minor proximal („E<sub>+35</sub>“) und distal („E<sub>-35</sub>“) des Trochanter minor [42, 52].

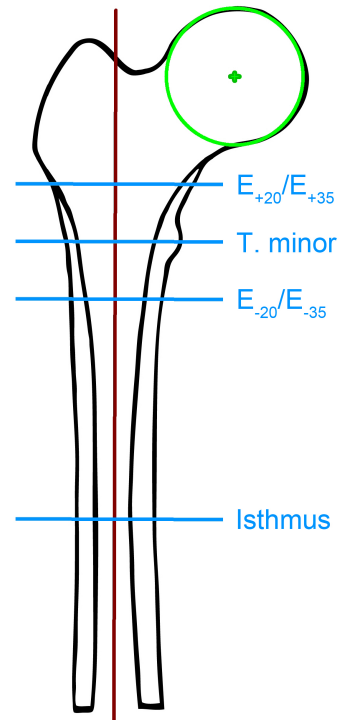


Abbildung 2-7: Messebenen

### 2.6.10. Extrakortikale Breite

Die extrakortikale Breite wurde ebenfalls auf Höhe der sechs o.g. Stellen gemessen.

### 2.6.11. Canal-Flare-Index

Als Canal-Flare-Index (CFI) bezeichneten Noble et al 1988 [40] das Verhältnis zwischen Markkanalbreite 20 mm proximal des Trochanter minor und der Markkanalbreite auf Höhe des femoralen Isthmus:

$$CFI_{20} = \frac{A}{B}$$

A = Markkanalbreite 20 mm proximal des Trochanter minor

B = Markkanalbreite auf Höhe des femoralen Isthmus

Mit Hilfe des Canal-Flare-Index können die femoralen Markkanäle in drei verschiedene Klassen unterteilt werden:

- Ofenrohrform („stovepipe canal“) bei  $CFI < 3$
- Normalform („normal canal“) bei  $CFI \geq 3$  und  $< 4,7$
- Champagnerglasform („champagne-flute canal“) bei  $CFI \geq 4,7$

Insbesondere in neueren Veröffentlichungen wird häufig nicht mehr die Markkanalbreite 20 mm proximal des Trochanter minor zur Bestimmung des Canal Flare Index verwendet. Anstatt dessen wird dafür die Markkanalbreite, die 35% der vertikalen Distanz Femurkopfmittelpunkt - Trochanter-minor-Spitze proximal zum Trochanter minor liegt, zur Bestimmung des  $CFI_{35}$  verwendet [41, 42, 52].

#### **2.6.12. Metaphysärer Canal Flare Index**

Der Quotient der Markkanaldiameter der Ebenen 20 mm oberhalb und unterhalb des Trochanter minor beschreibt die Form bzw. das Ausmaß der Verjüngung des Markkanals im Bereich des proximalen, metaphysären Teils des Femurs und wurde von Laine als Metaphysärer Canal Flare Index definiert [34].

Analog zum Canal Flare Index soll im Rahmen dieser Arbeit auch hier zwischen einem  $MCFI_{20}$  und einem  $MCFI_{35}$  unterschieden werden. Der  $MCFI_{35}$  ist somit der Quotient aus den mediolateralen Markkanalbreiten der +35%- und -35%-Ebenen. Noble et al. haben solch einen Quotienten bereits zuvor beschrieben und untersucht, jedoch nicht weiter bezeichnet [41].

#### **2.6.13. Cortical Index**

Der kortikale Index beschreibt die Dicke des kortikalen Knochens in Höhe des Femuristhmus [42]:

$$CI = 100 \cdot \left(1 - \frac{D_i}{D_o}\right)$$

$D_i$  = mediolaterale Markkanalbreite

$D_o$  = extrakortikale Breite des Femurs

#### 2.6.14. Medialer Cortexwinkel und Cortexradius

Für die Beschreibung der medialen Kortikalis des Adamschen Bogens wurden der mediale Cortexwinkel (MCW) und Cortexradius (MCR) bestimmt (s. Abbildung 2-8) [44].

Hierfür muss zunächst eine mediale Cortexachse konstruiert werden. Die mediale Cortexachse ist die Tangente der inneren Femurhalskortikalis, die durch den Femurkopfmittelpunkt verläuft.

Der Winkel, den diese Achse zur Femurschaftachse bildet, wird als medialer Cortexwinkel bezeichnet.

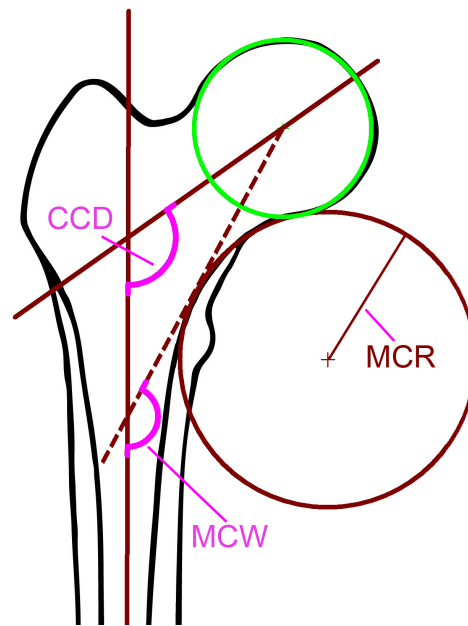


Abbildung 2-8: CCD, medialer Cortexwinkel und -radius

Der mediale Cortexradius wird aus dem Kreis berechnet, der den bogenförmigen Verlauf der medialen Halskortikalis am besten wiedergibt. Die Errechnung des Kreises erfolgte über die Anlage dreier Randpunkte auf der Innenkortikalis.

#### 2.6.15. CE-Winkel nach Wiberg

Der CE-Winkel (= Zentrum-Ecken-Winkel) nach Wiberg misst die knöcherne Überdachung des Hüftkopfes. Er wird gebildet durch die Linie, die durch den Femurkopfmittelpunkt und die äußere Pfannendachecke verläuft sowie der Körperlängsachse (s. Abbildung 2-9) [17].

Der CE-Winkel wurde auf den Beckenübersichtsaufnahmen bestimmt.

Grenzwerte des CE-Winkels für über 18-Jährige [17]:

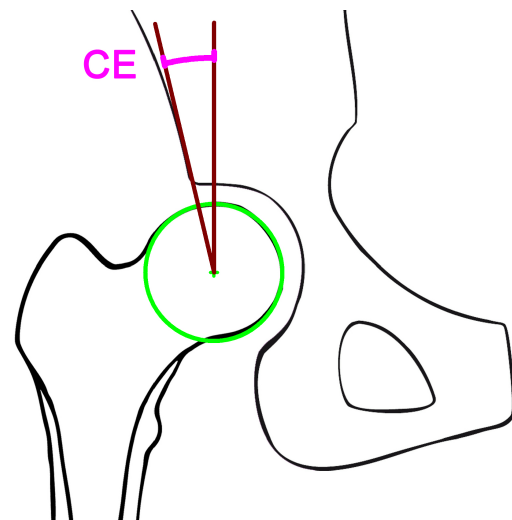


Abbildung 2-9: CE-Winkel

	Normalwert (Mittelwert)	Grad 1 (normal)	Grad 2 (leicht pathologisch)	Grad 3 (schwer pathologisch)	Grad 4 (extrem pathologisch)
CE-Winkel	35	$\geq 30$	$\geq 20 - < 30$	$\geq 5 - < 20$	$< 5$

Tabelle 2-1: Grenzwerte CE-Winkel



Nach Wiberg sind Werte über 25° normal, Werte zwischen 20° und 25° grenzwertig pathologisch und Werte unter 20° gelten als pathognomonisch für eine acetabuläre Dysplasie [19, 45, 56].

#### **2.6.16. Klassifikation nach Crowe**

Die 1979 von Crowe et al. beschriebene Klassifikation wird anhand von bestimmten anatomischen Leitstrukturen auf der a.p.-Beckenübersichtsaufnahme definiert [15]:

- Die Beckenhöhe, definiert als Abstand zwischen höchstem Punkt des Beckenkamms und Unterrand des Tuber ischiadicum
- der mediale Kopf-Hals-Übergang des Femurs der Seite des dysplastischen Hüftgelenks
- die Referenzlinie entlang der Unterränder der Köhler-Tränenfiguren.

Der vertikale Abstand zwischen Kopf-Hals-Übergang des Femurs und der Referenzlinie beträgt bei nicht subluxierten Hüftgelenken annähernd Null. Der vertikale Abstand dient bei vorhandener Subluxation als Maß des Dysplasiegrades. Das normale Verhältnis von vertikalem Durchmesser des Femurkopfes zur Beckenhöhe liegt in etwa bei 1:5 bzw. 20 %. Beträgt der vertikale Abstand zwischen dem Kopf-Hals-Übergang und der Referenzlinie 10% der Beckenhöhe, also der Hälfte des Femurkopfdurchmessers, so liegt eine Subluxation von 50 % vor. Entsprechend haben Crowe et al. dysplastische Hüften in folgende Schweregrade bzw. Gruppen unterteilt [15, 29]:

Gruppe	Subluxation	proximale Dislokation in Relation zur Beckenhöhe
I	weniger als 50%	weniger als 10 %
II	50 - 75 %	10 - 15 %
III	75 - 100 %	15 - 20 %
IV	über 100 %	über 20 %

**Tabelle 2-2: Klassifikation nach Crowe**

Die Abbildung 2-10 zeigt Hüften mit den vier verschiedenen Crowe-Klasse.

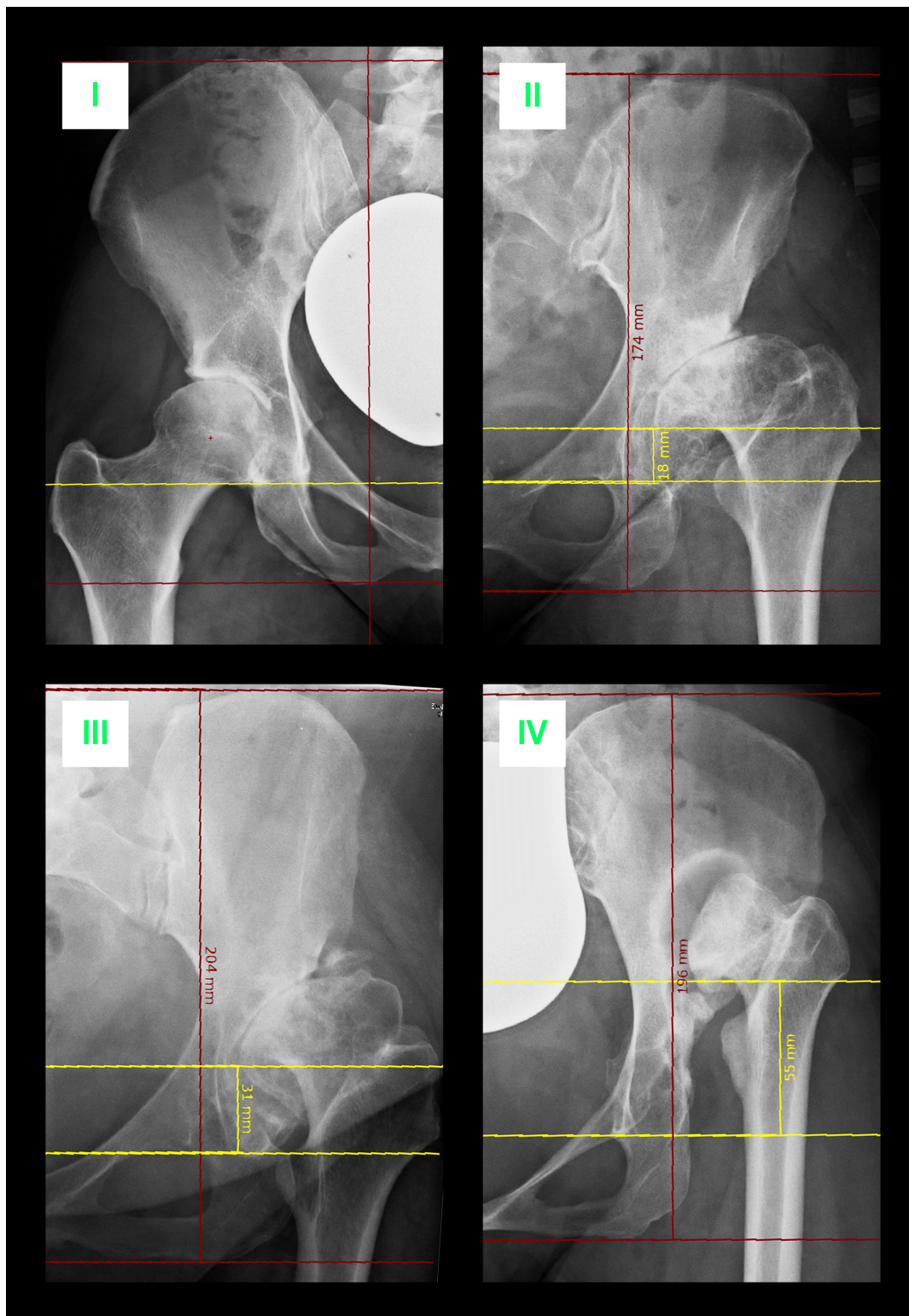


Abbildung 2-10: Klassifikation nach Crowe

### 2.6.17. Klassifikation nach Hartofilakidis

Die a.p.-Beckenaufnahmen dienen auch der Klassifikation der dysplastischen Hüften nach der von Hartofilakidis et al. beschriebenen Methode [27]. Hierbei wird in drei Gruppen unterteilt:

- (A) der Dysplasie ohne Dislokation des Femurkopfes,
- (B) der tiefen Dislokation, bei der der Femurkopf mit einer Sekundärpfanne artikuliert, welche sich teilweise mit der Primärpfanne überschneidet
- (C) sowie der hohen Luxation, bei der der Femurkopf komplett außerhalb der Primärpfanne liegt. Die Sekundärpfanne überschneidet sich nicht mit der Primärpfanne

Abbildung 2-11 zeigt Hüften der drei Hartofilakidis-Klassen.

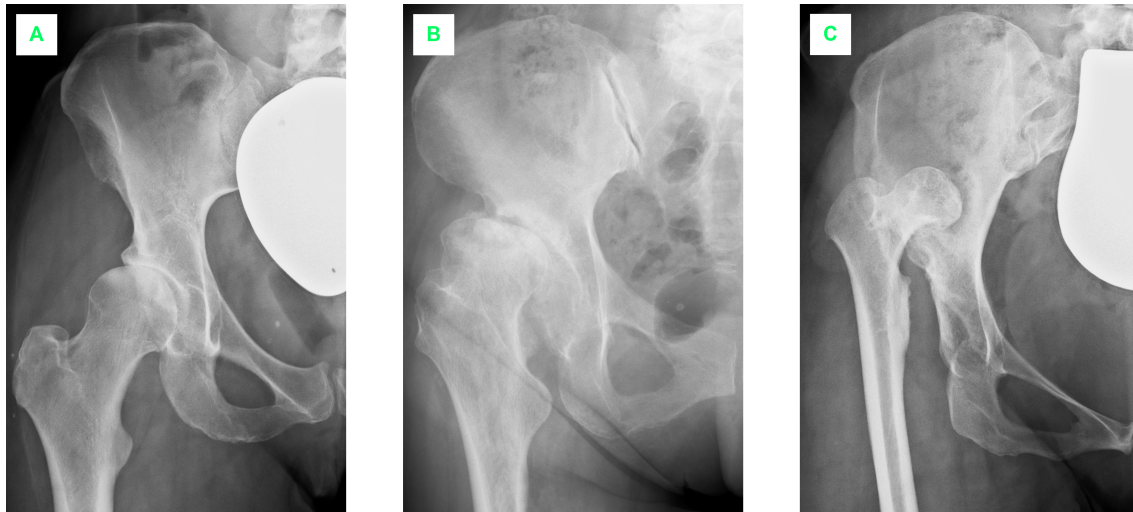


Abbildung 2-11: Klassifikation nach Hartofilakidis

#### 2.6.18. Projizierter Centrum-Collum-Diaphysenwinkel (CCD-Winkel) nach Müller

Der Centrum-Collum-Diaphysenwinkel (CCD-Winkel) (CCD, s. Abbildung 2-12) ist der Winkel zwischen Hals- und Schaftachse des Femurs. Die Bestimmung der Halsachse erfolgte nach der Methode nach Müller. Als Schaftachse wurde die Markkanalachse verwendet [2, 42]. Aufgrund der Antetorsion des Femurs entspricht der auf a.p.-Hüftaufnahmen bestimmte CCD-Winkel nicht dem reellen CCD-Winkel, vielmehr handelt es sich hierbei um einen projizierten CCD-Winkel [17, 54]. Durch den antetorsionsbedingten Abbildungsfehler wird ein größerer CCD-Winkel ermittelt als tatsächlich vorliegt. Zusätzlich wird der abgebildete CCD-Winkel umso größer, je mehr das Femur außenrotiert abgebildet wird. Nur wenn das Femur

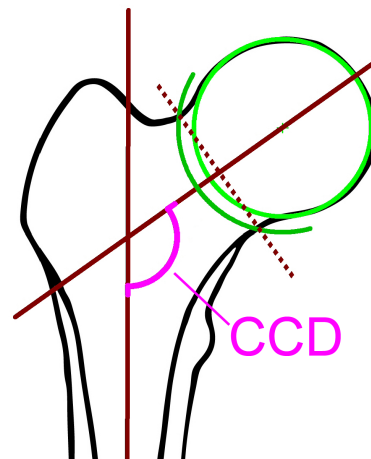


Abbildung 2-12: CCD-Winkel

so weit innenrotiert abgebildet wird, dass die Halsachse parallel zur Filmebene liegt, d.h. wenn Antetorsion und Innenrotation des Femurs sich ausgleichen, entspricht der projizierte dem reellen CCD-Winkel.

Für die Errechnung des reellen CCD-Winkels ist daher die Bestimmung der Antetorsion notwendig.

#### 2.6.19. Projizierter Antetorsionswinkel

Unter Antetorsion des Femurs versteht man die Verdrehung der Halsachse zu der Femurquer- bzw. Kondylenachse [46]. Der Antetorsionswinkel ist der Winkel zwischen Kondylenachse und Schenkelhalsachse bei Darstellung der beiden in Richtung der Femurlängsachse.

Röntgenaufnahmen des Femurs in Richtung der Femurlängsachse sind aus technischen Gründen nicht möglich [17]. Für die Bestimmung des reellen CCD-Winkels, aber auch des reellen Antetorsionswinkels, ist die Methode nach Dunn-Rippstein-Müller am meisten verbreitet [54].

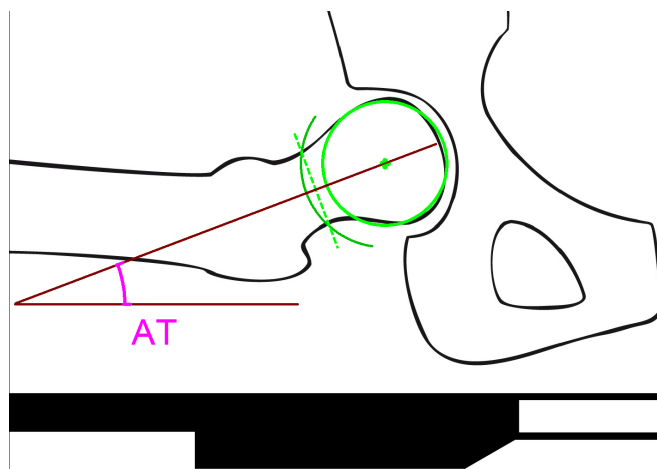


Abbildung 2-13: projizierter Antetorsionswinkel

Hierfür wird neben dem

projizierten CCD-Winkel zunächst der projizierte Antetorsionswinkel bestimmt. Dies geschieht mit der Rippstein-II-Aufnahme oder der Aufnahme nach Dunn, die bei 90°-Flexion und Abduktion von 20° im Hüftgelenk durchgeführt wird.

Auf dieser Aufnahme wird wiederum die Schenkelhalsachse nach der oben beschriebenen Methode nach Müller bestimmt. Der Winkel zwischen Schenkelachse und der Horizontalen - dargestellt durch das Lagerungsgestell zur Durchführung der Aufnahme - entspricht dem projizierten Antetorsionswinkel (s. Abbildung 2-13).

#### 2.6.20. Reeller CCD-Winkel und Antetorsionswinkel

Die Ermittlung der Werte des reellen CCD-Winkels und des reellen Antetorsionswinkels erfolgt im klinischen Alltag bei der Methode nach Rippstein oft über Umwandlungstabellen wie z.B. der Tabelle nach Müller [17, 38]. Mit Kenntnis der projizierten Werte für CCD- und AT-Winkel können die reellen Werte im 5°-Abstand berechnet werden.

Dieser Tabelle liegt ein geometrisches Umrechnungsverfahren zu Grunde. Die zugehörigen Formeln sind jedoch in vielen Veröffentlichungen fehlerhaft dargestellt.

Brouwer merkte dies bereits 1981 an [8], dennoch sind die fehlerhaften Formeln auch in aktuellen Veröffentlichungen noch verbreitet [54].

Die korrekte Formel für die Berechnung des reellen Antetorsionswinkels lautet:

$$\tan \alpha = \tan \alpha_2 \cdot \frac{\cos(\beta_2 - 90^\circ - \gamma)}{\cos(\beta_2 - 90^\circ)}$$

Formel zur Berechnung des reellen CCD-Winkels:

$$\cot \beta = \cot \beta_2 \cdot \cos \alpha$$

- $\alpha$  = reeller AT-Winkel
- $\alpha_2$  = projizierter AT-Winkel
- $\beta$  = reeller CCD-Winkel
- $\beta_2$  = projizierter CCD-Winkel
- $\gamma$  = Abduktionswinkel des Oberschenkels (20°)

Der Normbereich des CCD-Winkels liegt bei 124° bis 136° [35], der Normbereich für den Antetorsionswinkel bei 15° bis 20° [13].

#### **2.6.21. Statistische Methoden**

Die statistische Auswertung der Daten wurde mit SPSS 22 von IBM durchgeführt. Die Prüfung auf Normalverteilung der Variablen erfolgte visuell anhand von Histogrammen, Boxplots und QQ-Plots, zusätzlich fand der Shapiro-Wilk-Test Anwendung. Für Stichprobengrößen ab  $N \geq 30$  wurde nach zentralem Grenzwerttheorem von einer ausreichend normalen Mittelwertverteilung ausgegangen [7]. Das Vorliegen von Varianzhomogenität vor Durchführung eines t-Tests oder einer Varianzanalyse wurde mit dem Levene-Test überprüft.

Bei Vorliegen von Normalverteilung wurde der Zweistichproben-t-Test zum Vergleich der Mittelwerte von intervallskalierten Daten zweier unabhängiger Stichproben verwendet. Bei Varianzheterogenität fand der korrigierte t-Test nach Welch Anwendung.

Der Vergleich zwischen den drei Hartofilakidis-Klassen erfolgte - solange die Normalverteilung gewährleistet war - mithilfe der einfaktoriellen Varianzanalyse. Die Post-Hoc-Analyse erfolgte bei Varianzgleichheit mit dem Tukey-HSD-Test, bei fehlender Varianzgleichheit nach dem Games-Howell-Verfahren.

Bei Verletzung der Normalverteilung wurde der Mann-Whitney-U-Test zum Vergleich zweier unabhängiger Stichproben verwendet. Bei mehr als zwei Stichproben und Verletzung der Normalverteilung kam der Kruskal-Wallis-Test zum Einsatz, die Post-Hoc-Analyse erfolgte nach dem Dunn-Bonferroni-Verfahren.

Dem Vergleich von Häufigkeiten nominalskalierten Daten zwischen den verschiedenen Gruppen diente der Chi-Quadrat-Test. Lag in einer der Zellen eine erwartete Häufigkeit von kleiner als 5 vor, wurde auf den exakten Test nach Fisher zurückgegriffen.

Das Signifikanzniveau  $\alpha$  wurde mit 0,05 festgelegt, d.h. Unterschiede gelten als signifikant mit einem p-Wert von kleiner oder gleich 0,05.

### 3. Ergebnisse

#### 3.1. Patientengut

Von den insgesamt erfassten 306 Hüften von 244 Patienten wurden 261 Hüften von 210 Patienten untersucht. Die untersuchten Patienten erhielten im Zeitraum vom 06.04.2004 bis zum 06.09.2012 einen endoprothetischen Hüftgelenkersatz. Die folgenden Diagramme stellen die OP-Zeitpunkte aller erfassten Hüften bzw. aller untersuchten Hüften dar.

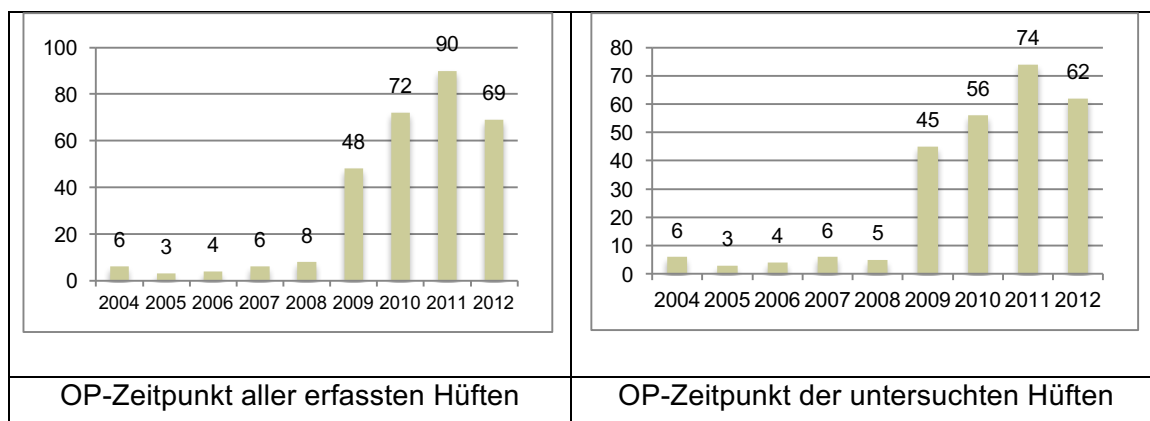


Abbildung 3-1: OP-Zeitpunkt

#### 3.2. Geschlecht der untersuchten Patienten

Von den 210 untersuchten Patienten waren 178 weiblich und 32 männlich. Dies entspricht einem Verhältnis von weiblichen zu männlichen Patienten von 5,56 zu 1. Bei den 261 operierten Hüften lagen 225 weibliche und 36 männliche Hüften vor, was einem Verhältnis von 6,25 zu 1 entspricht.

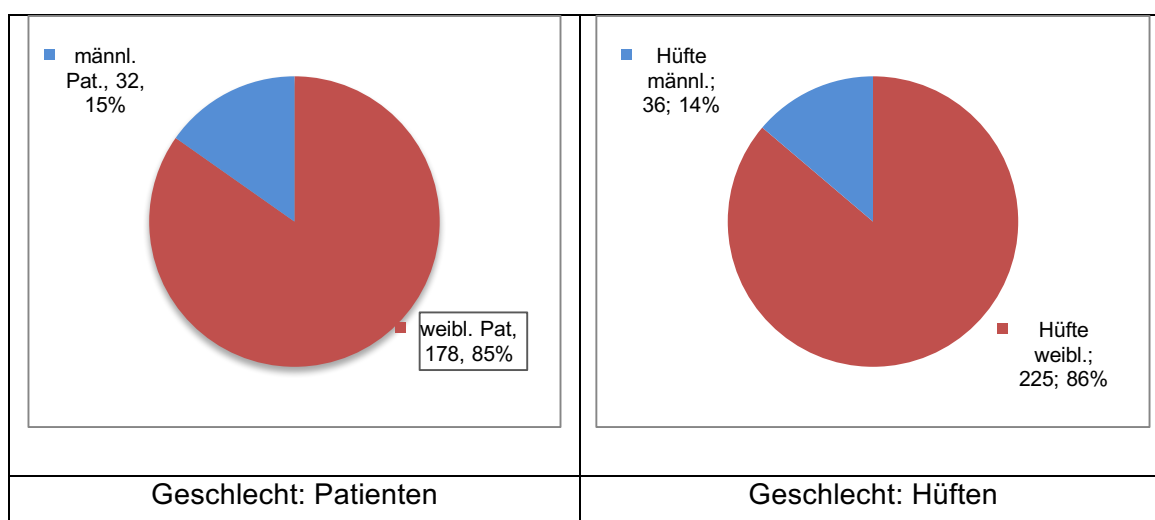


Abbildung 3-2: Geschlechtsverteilung

### 3.3. Seitenverteilung der operierten Hüften

127 (49%) der insgesamt 261 totalendoprothetisch versorgten Hüftgelenke waren linksseitig, 134 (51%) waren der rechten Seite zuzuordnen.

51 (24%) Patienten der insgesamt 210 Patienten erhielten beidseits eine Hüftendoprothese, 83 (40%) Patienten nur einen rechten Hüftgelenkersatz und 76 (36%) nur einen linken.

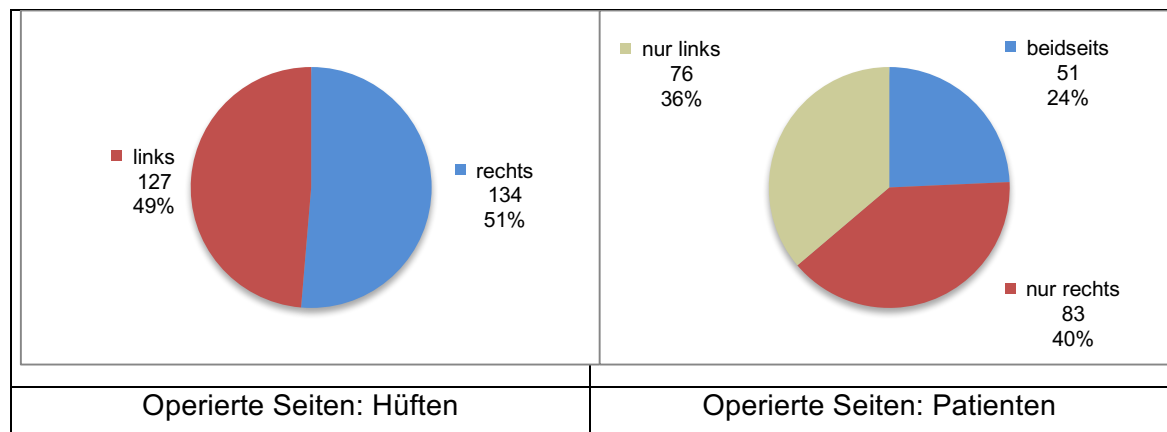


Abbildung 3-3: Seitenverteilung der operierten Hüften

### 3.4. Altersverteilung:

Das mittlere Patientenalter zum Zeitpunkt der Operation betrug 48,9 Jahre. Bei den weiblichen Patienten lag es bei 48,67, bei den männlichen Patienten bei 50,39.

	Mittelwert	Standardabweichung	jüngster Patient	ältester Patient
gesamt	48,90	9,86	24	78
weiblich	48,67	9,72	24	78
männlich	50,39	10,72	28	74

Tabelle 3-1: Patientenalter zum OP-Zeitpunkt, unterteilt nach Geschlecht

Alter	gesamt	weiblich	männlich
20 - 29	6	4	2
30 - 39	35	33	2
40 - 49	110	96	14
50 - 59	73	62	11
60 - 69	28	22	6
70 - 79	9	8	1

Tabelle 3-2: Altersverteilung: Patientenalter bei OP



Der Vergleich der Mittelwerte für das Patientenalter bei OP unterteilt nach Vor-OP („keine, Femur, Becken, beides“) zeigt einen signifikanten Unterschied ( $p = 0,004$ ). Der Post-Hoc-Test nach Games-Howell ergab einen signifikanten Unterschied zwischen dem mittleren Alter der nicht voroperierten („keine“) Patienten und dem mittleren Alter der an Becken- und Femurknochen voroperierten („beides“) Patienten ( $p = 0,009$ ) sowie dem mittleren Alter der nicht voroperierten („keine“) Patienten und dem mittleren Alter der nur am Femurknochen voroperierten („Femur“) Patienten ( $p = 0,046$ ).

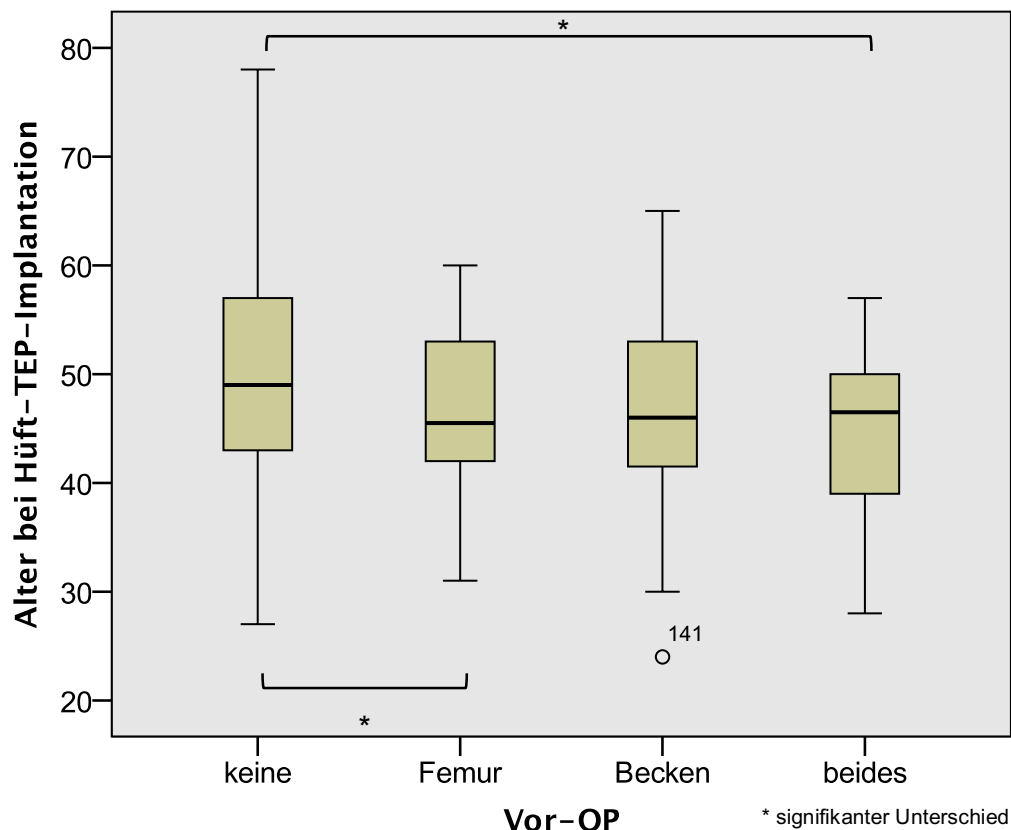


Abbildung 3-4: Boxplot: Alter bei Hüft-TEP-Implantation

### 3.5. Voroperationen

Bei 107 der 261 (entspricht 41%) untersuchten Hüften wurde bereits eine Voroperation am Becken- und/oder Femurknochen durchgeführt. Es lagen 60 voroperierte Femora und 77 voroperierte Becken vor. Weitere Details zur Verteilung der Voroperationen sind der Tabelle 3-3 zu entnehmen:

	Voroperation		Voroperation am Femur		Voroperation am Becken		
	ja	nein	insgesamt	nur Femur	insgesamt	nur Becken	
<b>Hüften</b>	107 (41%)	154 (59%)	60 (23%)	30 (11,5%)	77 (29,5%)	47 (18 %)	30 (11,5%)

Tabelle 3-3: Voroperationen

### 3.6. Überprüfung der Röntgenbildkalibrierung ohne Referenzkugel

Um die Größenkalibrierungsmethode mit Hilfe der postoperativen Röntgenbilder zu überprüfen, wurde die 25 mm große Referenzkugel nach der bereits beschriebenen Methode auf 50 verschiedenen Bildern vermessen. In der folgenden Tabelle wird die Häufigkeit der radiologisch gemessenen Kalibrierkugelgrößen dargestellt.

ermittelter Durchmesser (mm)	Häufigkeit	Prozent
23,9	1	2 %
24	3	6 %
24,1	3	6 %
24,2	1	2 %
24,4	2	4 %
24,5	3	6 %
24,6	4	8 %
24,7	4	8 %
24,8	2	4 %
24,9	6	12 %
25	6	12 %
25,1	1	2 %
25,2	2	4 %
25,3	3	6 %
25,4	4	8 %
25,6	1	2 %
25,7	2	4 %
26	1	2 %
26,2	1	2 %
Gesamt	50	100 %

Tabelle 3-4: ermittelte Kugeldurchmesser

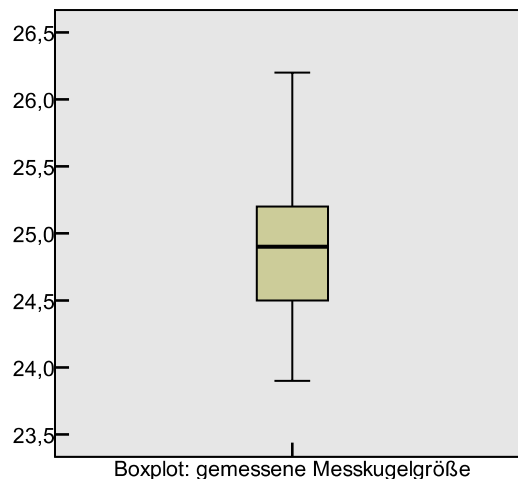


Abbildung 3-5: Boxplot: Messkugel

Der Mittelwert für die nach der o.g. Methode bestimmten Messwerte des Kalibrierungskugeldurchmessers beträgt 24,86 mm, die mittlere Differenz zum bekannten Durchmesser beträgt somit 0,14 mm. Die Standardabweichung beträgt 0,53 mm. Der Median der Messwerte liegt bei 24,9 mm. Das 95%-Konfidenzintervall des Mittelwerts liegt zwischen 24,712 mm und 25,012 mm.

Zur Überprüfung, ob sich der bestimmte Mittelwert signifikant vom bekannten Durchmesser der Messkugel unterscheidet, wurde ein Einstichproben-t-Test mit einem Testwert von 25 mm durchgeführt. Mit einem p-Wert von 0,071 ist der Mittelwert der auf den Röntgenbildern gemessenen Messkugeln nicht signifikant verschieden vom tatsächlichen Messkugeldurchmesser.

### 3.7. Ergebnisse der Parameterbestimmung

#### 3.7.1. Streckenmessungen

In den folgenden Boxplot-Diagrammen werden die Verteilungen der bestimmten Streckenmessungen abgebildet. Neben den Verteilungen der Messwerte aller untersuchten Patienten (ges.) werden die Verteilungen nach Geschlecht (m / w), evtl. femoraler Voroperation (nein / ja) sowie nach Hartofilakidis-Klassifikation (A, B und C) aufgeschlüsselt abgebildet. In den zugehörigen Tabellen sind folgende Werte dargestellt: Anzahl der Messwerte (N), Mittelwert (MW), Standardabweichung (SD), Median (Med.) sowie kleinster (Min.) und größter (Max.) beobachteter Wert. Die signifikanten Werte wurden blau markiert. Alle Einheiten sind in mm angegeben.

#### 3.7.2. Femurkopfdurchmesser

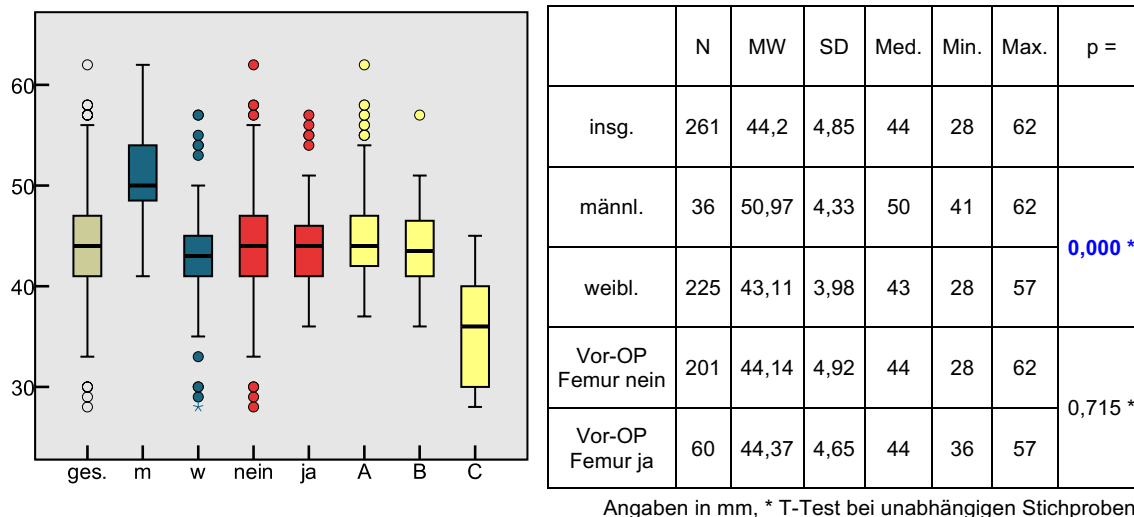


Abbildung 3-6: Übersicht und Boxplot: Femurkopfdurchmesser

Hartofilakidis	N	MW	SD	Median	Min.	Max.	p =	Post-Hoc-Analyse	
								Vergleich von	p =
A	220	44,70	4,42	44	37	62	0,000 **	A und B	1,000 <sup>Δ</sup>
B	28	44,07	4,40	43,5	36	57		A und C	0,000 <sup>Δ</sup>
C	13	35,92	5,57	36	28	45		B und C	0,001 <sup>Δ</sup>

Angaben in mm, \*\* einfaktorielle ANOVA nach Kruskal-Wallis, <sup>Δ</sup> Post-Hoc Analyse nach Dunn-Bonferroni

Tabelle 3-5: Hartofilakidis-Klassen: Femurkopfdurchmesser

Die mittleren Femurkopfdurchmesser der beiden Geschlechter unterscheiden sich signifikant, die mittlere Differenz zwischen den beiden Gruppen beträgt 7,86 mm zu Gunsten der männlichen Patienten. Auch zwischen den unterschiedlichen Klassen nach Hartofilakidis liegen in der Kruskal-Wallis-Analyse signifikante Unterschiede in der Verteilung der Messwerte vor. In der Post-Hoc-Analyse ist die Verteilung der

Messwerte zwischen den Gruppen C und A sowie zwischen C und B signifikant unterschiedlich: Klasse C Femurkopfdurchmesser sind kleiner als die der Klasse A und B.

### 3.7.3. Femorales Offset

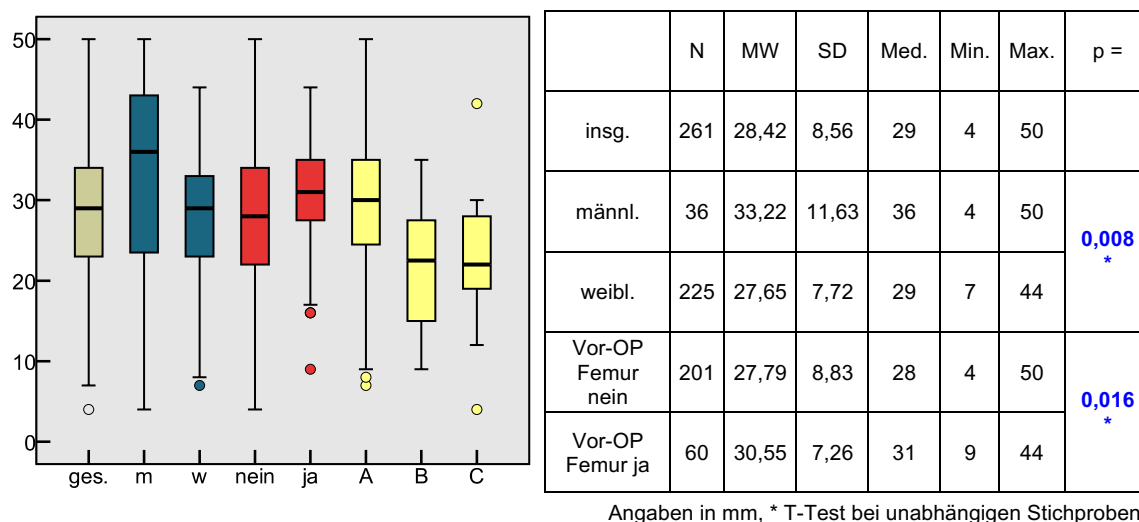


Abbildung 3-7: Übersicht und Boxplot: femorales Offset

Hartofilakidis	N	MW	SD	Median	Min.	Max.	p =	Post-Hoc-Analyse	
								Vergleich von	p =
A	220	29,65	8,06	30	7	50	0,000 *	A und B	0,000 †
B	28	21,36	7,86	22,5	9	35		A und C	0,010 †
C	13	22,85	9,25	22	4	42		B und C	0,848 †

Angaben in mm, \* Gruppenvergleich: einfaktorielle Varianzanalyse † Post-Hoc Analyse mit Tukey-HSD-Test

Tabelle 3-6: Hartofilakidis-Klassen: femorales Offset

Im T-Test zeigen sich signifikant unterschiedliche Mittelwerte für das femorale Offset weiblicher und männlicher Patienten. Die mittlere Differenz beträgt 5,57 mm, auch hier zu Gunsten des männlichen Geschlechts. Signifikant sind auch die Unterschiede zwischen den voroperierten und nicht voroperierten Femora. Das mediale Offset der voroperierten Femora ist im Durchschnitt um 2,76 mm größer. Die einfaktorielle ANOVA ergibt signifikante Unterschiede zwischen den Hartofilakidis-Gruppen. Das mittlere femorale Offset der Klasse A ist im Durchschnitt 8,29 mm größer als in Klasse B bzw. um 6,8 mm größer als in Klasse C.

### 3.7.4. Halslänge

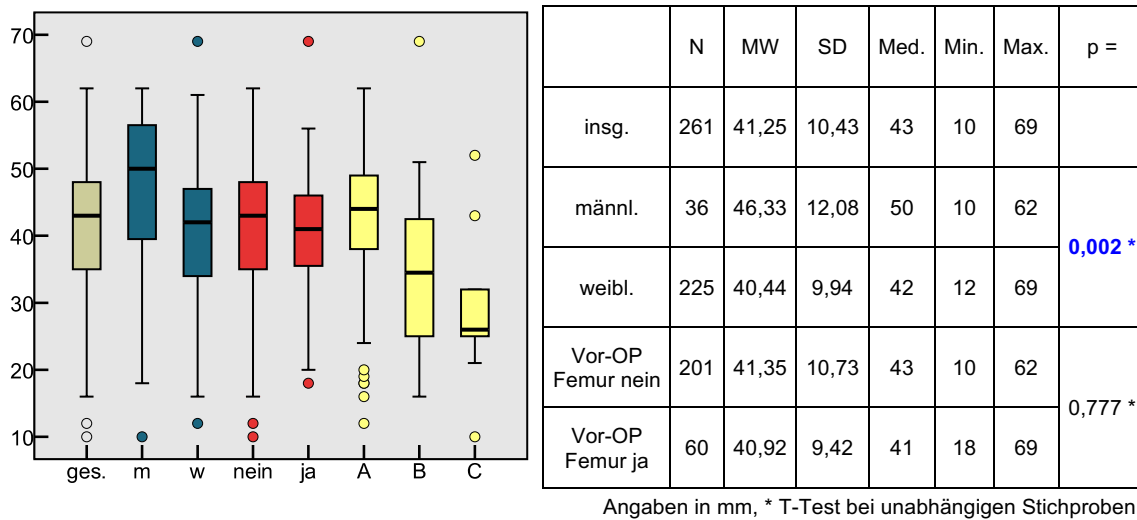


Abbildung 3-8: Übersicht und Boxplot: Halslänge

Hartofilakidis	N	MW	SD	Median	Min.	Max.	p =	Post-Hoc-Analyse	
								Vergleich von	p =
A	220	42,83	9,51	44	12	62	0,000 **	A und B	0,000 <sup>Δ</sup>
B	28	34,61	11,35	34,5	16	69		A und C	0,000 <sup>Δ</sup>
C	13	28,85	10,18	26	10	52		B und C	0,847 <sup>Δ</sup>

Angaben in mm, \*\* einfaktorielle ANOVA nach Kruskal-Wallis, <sup>Δ</sup> Post-Hoc Analyse nach Dunn-Bonferroni

Tabelle 3-7: Hartofilakidis-Klassen: Halslänge

Die Halslänge ist zwischen den Geschlechtern signifikant verschieden, männliche Femora haben durchschnittlich einen um 5,89 mm längeren Hals. Auch zwischen den einzelnen Gruppen nach Hartofilakidis liegen signifikante Unterschiede vor: zwischen Gruppe A und B sowie A und C liegen signifikant verschiedene Halslängen vor: Klasse B und C sind kleiner als A.

### 3.7.5. Femurkopfhöhe

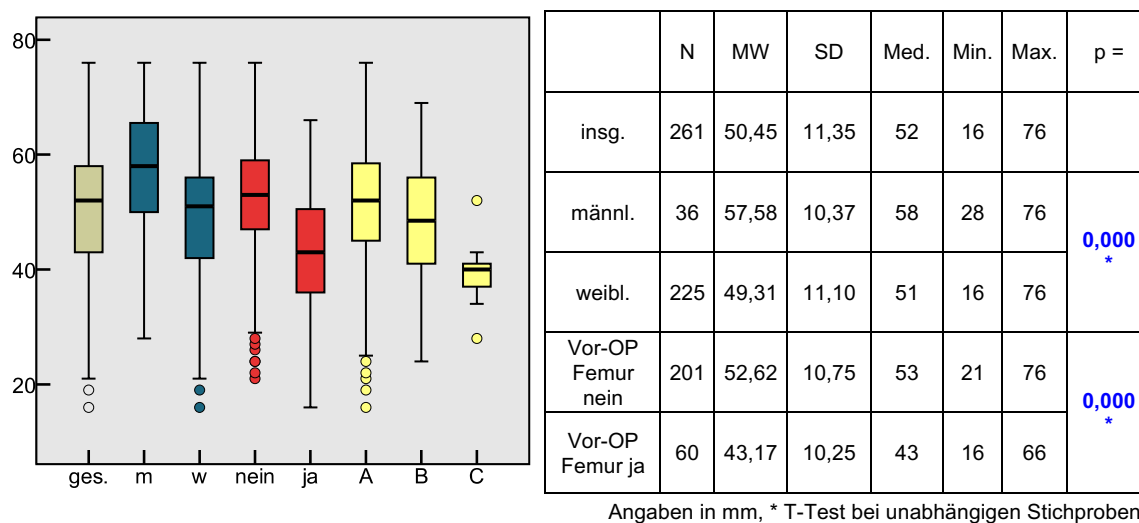


Abbildung 3-9: Übersicht und Boxplot: Femurkopfhöhe

Hartofilakidis	N	MW	SD	Median	Min.	Max.	p =	Post-Hoc-Analyse	
								Vergleich von	p =
A	220	51,41	11,36	52	16	76	0,000 *	A und B	0,281 †
B	28	48,04	10,31	48,5	24	69		A und C	0,000 †
C	13	39,31	5,53	40	28	52		B und C	0,050 †

Angaben in mm, \* Gruppenvergleich: einfaktorielle Varianzanalyse † Post-Hoc Analyse mit Tukey-HSD-Test

Tabelle 3-8: Hartofilakidis-Klassen: Femurkopfhöhe

Die Femurkopfhöhen für männliche und weibliche Patienten sowie am Femur voroperierte und nicht voroperierte Patienten sind signifikant verschieden. Die mittlere Differenz zu Gunsten der männlichen Patienten beträgt 8,27 mm, die Femurkopfhöhe voroperierter Femora ist durchschnittlich um 9,45 mm geringer als die der nicht voroperierten. Die einfaktorielle Varianzanalyse für die Hartofilakidis-Klassen ergab signifikante Unterschiede, laut Post-Hoc-Analyse liegt Signifikanz zwischen den Mittelwerten der Gruppen A und C vor. Die Femora der Klasse C haben im Durchschnitt eine um 12,1 mm geringere Femurkopfhöhe als die nicht luxierten Femora der Gruppe A.

### 3.7.6. Höhe des Trochanter major

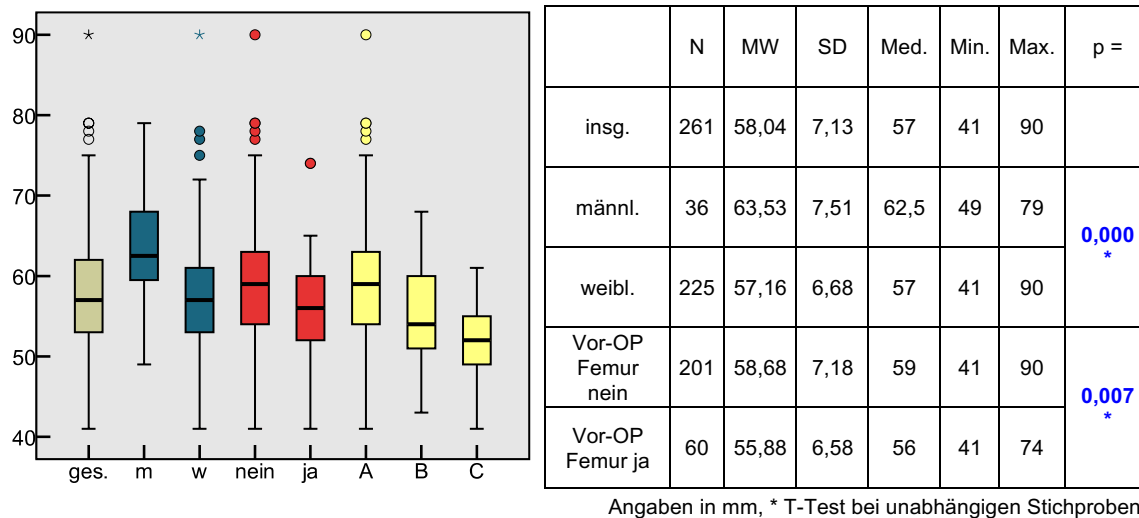


Abbildung 3-10: Übersicht und Boxplot: Höhe des Trochanter major

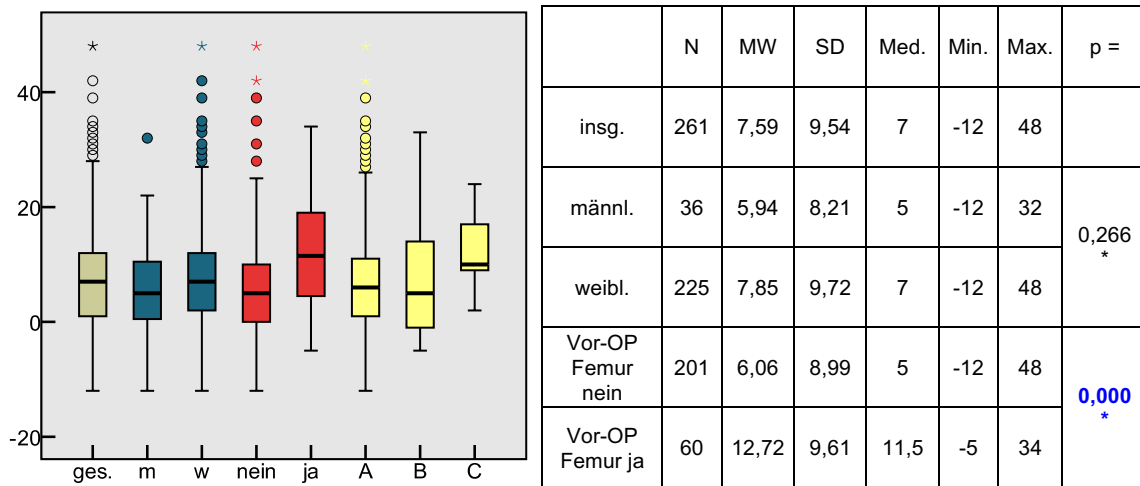
Hartofilakidis	N	MW	SD	Median	Min.	Max.	p =	Post-Hoc-Analyse	
								Vergleich von	p =
A	220	58,76	7,02	59	41	90	0,000 **	A und B	0,035 <sup>Δ</sup>
B	28	55,18	6,54	54	43	68		A und C	0,004 <sup>Δ</sup>
C	13	52,00	6,24	52	41	61		B und C	0,666 <sup>Δ</sup>

Angaben in mm, \*\* einfaktorielle ANOVA nach Kruskal-Wallis, <sup>Δ</sup> Post-Hoc Analyse nach Dunn-Bonferroni

Tabelle 3-9: Hartofilakidis-Klassen: Höhe des Trochanter major

Die mittlere Höhe des Trochanter major ist für das männliche Geschlecht signifikant höher mit einer mittleren Differenz von 6,37 mm. Die Höhe des Trochanter major ist bei voroperierten Femora durchschnittlich um 2,8 mm signifikant geringer. In der einfaktoriellen ANOVA nach Kruskal-Wallis zeigen sich signifikante Unterschiede zwischen den Hartofilakidis-Gruppen. Im paarweisen Vergleich liegen zwischen den Klassen A und B sowie A und C signifikante Unterschiede vor, in der Klasse A liegt im Vergleich zu Klasse B und C ein durchschnittlich höherer Trochanter major vor.

### 3.7.7. Femurkopf - Trochanter major



Angaben in mm, \* T-Test bei unabhängigen Stichproben

Abbildung 3-11: Übersicht und Boxplot: Femurkopf - Trochanter major

Hartofilakidis	N	MW	SD	Median	Min.	Max.	p =	Post-Hoc-Analyse	
								Vergleich von	p =
A	220	7,35	9,60	6	-12	48	0,051 **	A und B	-
B	28	7,14	9,64	5	-5	33		A und C	-
C	13	12,69	7,03	10	2	24		B und C	-

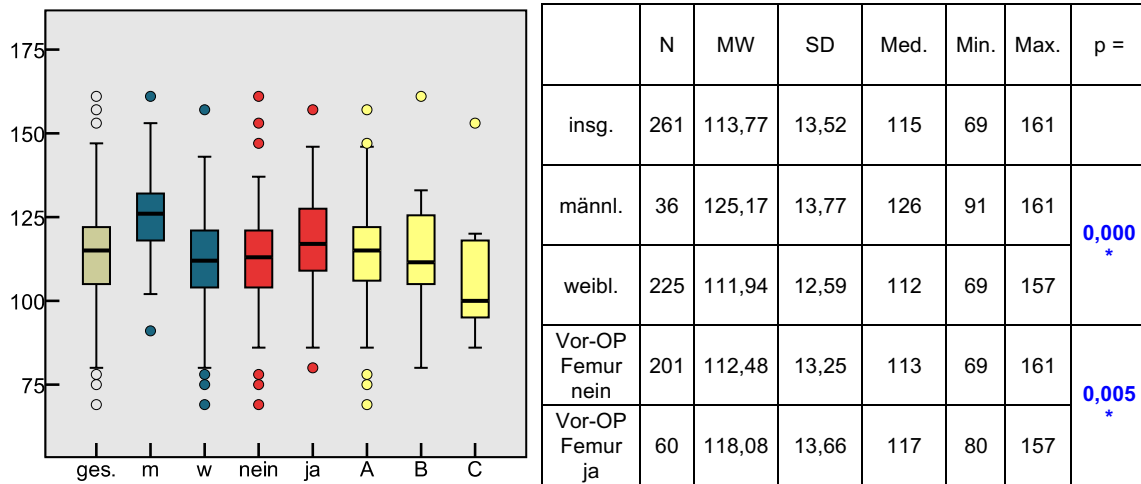
Angaben in mm, \*\* einfaktorielle ANOVA nach Kruskal-Wallis

Tabelle 3-10: Hartofilakidis-Klassen: Femurkopf - Trochanter major

Signifikante Unterschiede für den vertikalen Abstand von Femurkopf und Trochanter major liegen nur zwischen den voroperierten und nicht voroperierten Femora vor. Der Abstand ist bei voroperierten Femora durchschnittlich 6,66 mm größer.



### 3.7.8. Isthmusposition



Angaben in mm, \* T-Test bei unabhängigen Stichproben

Abbildung 3-12: Übersicht und Boxplot: Isthmusposition

Hartofilakidis	N	MW	SD	Median	Min.	Max.	p =	Post-Hoc-Analyse	
								Vergleich von	p =
A	220	114,16	12,83	115	69	157	0,060 **	A und B	-
B	28	114,11	15,79	111,5	80	161		A und C	-
C	13	106,31	18,29	100	86	153		B und C	-

Angaben in mm, \*\* einfaktorielle ANOVA nach Kruskal-Wallis

Tabelle 3-11: Hartofilakidis-Klassen: Isthmusposition

Signifikant verschieden ist der Mittelwert für die Isthmusposition im Vergleich zwischen den Geschlechtern sowie zwischen den voroperierten und nicht voroperierten Femora. Der Isthmus liegt bei den Männern durchschnittlich 13,23 mm weiter distal als bei Frauen. Die vertikale Entfernung des Isthmus vom Trochanter minor ist bei den voroperierten Femora um durchschnittlich 5,6 mm größer als bei den nicht voroperierten.

### 3.7.9. Mediollaterale Markkanalbreiten und extrakortikale Femurbreiten

Es konnten je 261 Messwerte für die Markkanalbreite und Femurbreite auf dem Isthmus-Niveau erhoben werden. Für die anderen Breiten waren je 260 Messwerte verfügbar, da auf den Röntgenaufnahmen eines Patienten das proximale Femur durch Osteosynthesematerial überlagert war, welches eine Bestimmung dieser Parameter in diesem Fall nicht ermöglichte.

### 3.7.9.1. Mediolaterale Markkanalbreiten

Die folgende Tabelle stellt die grundlegenden statistischen Kenngrößen der gemessenen Markkanalbreiten aller untersuchten Femora dar.

	N	MW	SD	Median	Min.	Max.
Markkanalbreite T. minor + 20 mm (mm)	260	41,16	8,17	41	15	68
Markkanalbreite T. minor (mm)	260	24,43	5,03	24	10	43
Markkanalbreite T. minor - 20 mm (mm)	260	17,78	3,76	17,5	7	32
Markkanalbreite Isthmus (mm)	261	9,90	2,08	10	5	20
Markkanalbreite T. minor + 35 % (mm)	260	38,30	7,26	39	15	60
Markkanalbreite T. minor - 35 % (mm)	260	18,87	4,02	19	7	31

**Tabelle 3-12: Markkanalbreiten**

Mit Ausnahme der Mittelwerte für die mediolateralen Markkanalbreiten 20 mm oberhalb der Trochanter-minor-Spitze liegen bei allen anderen bestimmten mittleren Markkanalbreiten signifikante Unterschiede zwischen männlichen und weiblichen Femora vor. Die Markkanalbreiten der männlichen Patienten sind dabei größer als die der weiblichen. Die Unterschiede sind in der folgenden Tabelle dargestellt.

	Geschlecht	N	MW	SD	Median	Min.	Max.	p =
Markkanalbreite T. minor + 20 mm (mm)	männlich	35	43,20	7,09	42	25	60	0,113 *
	weiblich	225	40,84	8,30	41	15	68	
Markkanalbreite T. minor (mm)	männlich	35	27,49	5,41	27	17	43	0,000 *
	weiblich	225	23,96	4,81	23	10	40	
Markkanalbreite T. minor - 20 mm (mm)	männlich	35	20,86	4,02	21	15	32	0,000 *
	weiblich	225	17,30	3,49	17	7	29	
Markkanalbreite Isthmus (mm)	männlich	36	11,61	2,06	11,5	9	17	0,000 *
	weiblich	225	9,63	1,95	9	5	20	
Markkanalbreite T. minor + 35 % (mm)	männlich	35	43,34	7,02	43	24	60	0,000 *
	weiblich	225	37,52	6,99	38	15	57	
Markkanalbreite T. minor - 35 % (mm)	männlich	35	21,14	3,94	21	15	31	0,000 *
	weiblich	225	18,52	3,92	18	7	31	

\* T-Test bei unabhängigen Stichproben

**Tabelle 3-13: Geschlecht: Markkanalbreiten**

Die durchschnittlichen Markkanalbreiten der voroperierten Femora unterscheiden sich bis auf ein Mittelwertpaar ebenfalls signifikant von den nicht voroperierten. Für die Markkanalbreiten auf dem „+35%“-Niveau kann kein signifikanter Unterschied festgestellt werden. Für alle anderen Markkanalbreiten gilt, dass die der voroperierten breiter sind als die der nicht voroperierten.

	Vor-OP Femur?	N	MW	SD	Median	Min.	Max.	p =
Markkanalbreite	nein	201	39,82	7,08	41	15	68	0,000 *
T. minor + 20 mm (mm)	ja	59	45,75	9,90	44	22	67	
Markkanalbreite	nein	201	23,82	4,50	24	10	40	0,002 *
T. minor (mm)	ja	59	26,53	6,10	27	16	43	
Markkanalbreite	nein	201	17,52	3,70	17	7	32	0,040 *
T. minor - 20 mm (mm)	ja	59	18,66	3,85	18	11	29	
Markkanalbreite	nein	201	9,67	1,89	9	5	17	0,004 *
Isthmus (mm)	ja	60	10,68	2,47	10	6	20	
Markkanalbreite	nein	201	38,00	7,08	39	15	53	0,206 *
T. minor + 35 % (mm)	ja	59	39,36	7,80	38	23	60	
Markkanalbreite	nein	201	18,34	3,77	18	7	31	0,000 *
T. minor - 35 % (mm)	ja	59	20,66	4,34	20	12	31	

\* T-Test bei unabhängigen Stichproben,

**Tabelle 3-14: Markkanalbreiten voroperierter und nicht voroperierter Femora**

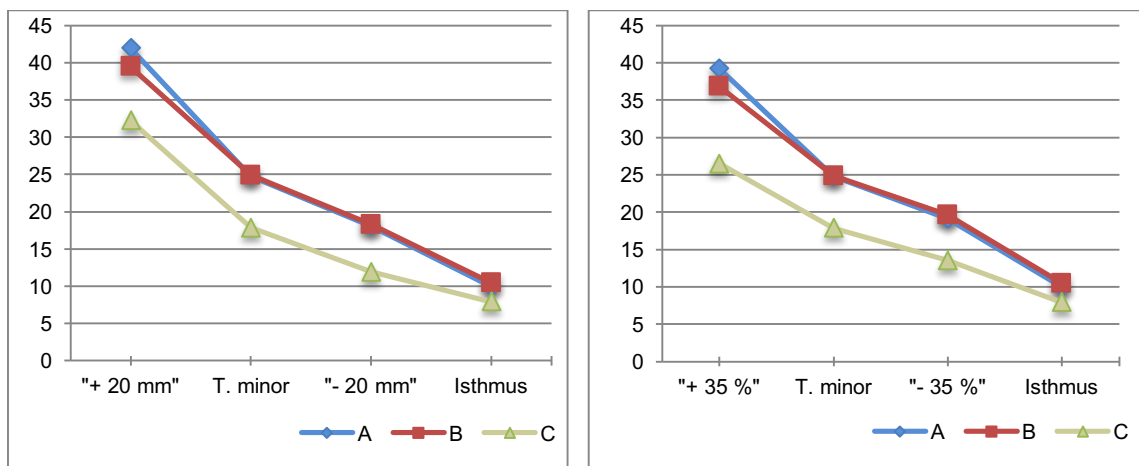
Zwischen den Gruppen der Hartofilakidis-Klassifikation liegen für alle bestimmten Markkanalbreiten signifikante Unterschiede vor. In den Post-Hoc-Analysen unterscheiden sich die Markkanalbreiten der Gruppen A und C sowie B und C signifikant, die Gruppen A und B sind nicht signifikant verschieden. Die Markkanalbreiten der hoch dislozierten Femora sind kleiner als die der gering bzw. nicht dislozierten.

	Hartofilakidis	N	MW	SD	Median	Min.	Max.	p =	Post-Hoc-Analyse	
									Vergleich von	p =
Markkanalbreite T. minor + 20 mm (mm)	A	219	41,91	7,79	41	15	68	0,003 **	A und B	1,000 <sup>Δ</sup>
	B	28	39,43	8,52	42	21	59		A und C	0,002 <sup>Δ</sup>
	C	13	32,23	8,49	30	19	45		B und C	0,047 <sup>Δ</sup>
Markkanalbreite T. minor (mm)	A	219	24,77	4,83	24	11	43	0,001 **	A und B	1,000 <sup>Δ</sup>
	B	28	24,86	4,37	25,5	16	33		A und C	0,001 <sup>Δ</sup>
	C	13	17,85	5,52	18	10	25		B und C	0,001 <sup>Δ</sup>
Markkanalbreite T. minor - 20 mm (mm)	A	219	18,06	3,55	18	9	32	0,000 **	A und B	1,000 <sup>Δ</sup>
	B	28	18,25	3,43	18,5	13	27		A und C	0,000 <sup>Δ</sup>
	C	13	11,92	3,28	11	7	17		B und C	0,000 <sup>Δ</sup>
Markkanalbreite Isthmus (mm)	A	220	9,95	1,96	10	6	17	0,004 **	A und B	1,000 <sup>Δ</sup>
	B	28	10,43	2,56	10	7	20		A und C	0,006 <sup>Δ</sup>
	C	13	7,92	1,98	8	5	11		B und C	0,005 <sup>Δ</sup>
Markkanalbreite T. minor + 35 % (mm)	A	219	39,20	6,64	39	15	60	0,000 **	A und B	0,686 <sup>Δ</sup>
	B	28	36,79	7,03	38,5	21	48		A und C	0,000 <sup>Δ</sup>
	C	13	26,46	7,25	23	16	39		B und C	0,002 <sup>Δ</sup>
Markkanalbreite T. minor - 35 % (mm)	A	219	19,09	3,90	19	10	31	0,000 *	A und B	0,781 <sup>†</sup>
	B	28	19,61	3,40	20	13	28		A und C	0,000 <sup>†</sup>
	C	13	13,54	3,55	15	7	18		B und C	0,000 <sup>†</sup>

\* Gruppenvergleich: einfaktorielle Varianzanalyse <sup>†</sup> Post-Hoc Analyse mit Tukey-HSD-Test

\*\* Gruppenvergleich: einfaktorielle ANOVA nach Kruskal-Wallis, <sup>Δ</sup> Post-Hoc Analyse nach Dunn-Bonferroni

**Tabelle 3-15: Hartofilakidis-Klassen: Markkanalbreiten**



**Abbildung 3-13: Markkanalbreiten**

### 3.7.9.2. Extrakortikale Femurbreiten

Die Bestimmung der statistischen Kenngrößen der extrakortikalen Femurbreiten erfolgte auf den gleichen Niveaus wie bei den Markkanalbreiten.

	N	MW	SD	Median	Min.	Max.
Femurbreite T. minor + 20 mm (mm)	260	48,92	8,27	48	23	73
Femurbreite T. minor (mm)	260	34,42	5,27	34	18	52
Femurbreite T. minor - 20 mm (mm)	260	29,04	3,77	29	17	43
Femurbreite Isthmus (mm)	261	24,38	3,17	24	17	35
Femurbreite T. minor + 35 % (mm)	260	46,19	7,54	46	22	68
Femurbreite T. minor - 35 % (mm)	260	29,68	3,84	29	19	42

**Tabelle 3-16: extrakortikale Femurbreiten**

Im Geschlechtervergleich sind die mittleren Femurbreiten aller Ebenen signifikant unterschiedlich. Die männlichen Femora sind breiter als die weiblichen.

	Geschlecht	N	MW	SD	Median	Min.	Max.	p-Wert
Femurbreite T. minor + 20 mm (mm)	männlich	35	52,49	8,29	53	36	70	0,006 *
	weiblich	225	48,36	8,15	48	23	73	
Femurbreite T. minor (mm)	männlich	35	38,14	5,56	37	28	52	0,000 *
	weiblich	225	33,84	5,00	33	18	52	
Femurbreite T. minor - 20 mm (mm)	männlich	35	32,80	3,80	33	24	43	0,000 *
	weiblich	225	28,46	3,41	28	17	40	
Femurbreite Isthmus (mm)	männlich	36	28,19	3,29	29	20	35	0,000 *
	weiblich	225	23,77	2,69	24	17	31	
Femurbreite T. minor + 35 % (mm)	männlich	35	52,49	8,24	53	32	68	0,000 *
	weiblich	225	45,21	6,94	46	22	64	
Femurbreite T. minor - 35 % (mm)	männlich	35	32,91	3,83	33	24	42	0,000 *
	weiblich	225	29,18	3,60	29	19	41	

\* T-Test bei unabhängigen Stichproben

**Tabelle 3-17: Geschlecht: extrakortikale Femurbreiten**

Bis auf die Femurbreite auf Höhe des Isthmusniveaus liegen zwischen den mittleren Femurbreiten voroperierter und nicht voroperierter Femora signifikante Unterschiede vor. Voroperierte Femora sind hierbei breiter als nicht voroperierte.

	Vor-OP Femur?	N	MW	SD	Median	Min.	Max.	p-Wert
Femurbreite T. minor + 20 mm (mm)	nein	201	47,42	7,14	48	23	72	0,000 *
	ja	59	54,02	9,77	54	31	73	
Femurbreite T. minor (mm)	nein	201	33,48	4,74	33	18	50	0,000 *
	ja	59	37,61	5,79	37	27	52	
Femurbreite T. minor - 20 mm (mm)	nein	201	28,70	3,70	28	17	43	0,006 *
	ja	59	30,22	3,79	30	17	40	
Femurbreite Isthmus (mm)	nein	201	24,27	3,23	24	17	35	0,303 *
	ja	60	24,75	2,97	24,5	20	31	
Femurbreite T. minor + 35 % (mm)	nein	201	45,62	7,43	46	22	66	0,024 *
	ja	59	48,14	7,62	48	31	68	
Femurbreite T. minor - 35 % (mm)	nein	201	29,05	3,60	29	19	42	0,000 *
	ja	59	31,81	3,92	32	25	41	

\* T-Test bei unabhängigen Stichproben

**Tabelle 3-18: extrakortikale Femurbreiten voroperierter und nicht voroperierter Femora**

In den Hartofilakidis-Klassen liegen ebenfalls signifikant verschiedene Femurbreiten vor. In der Post-Hoc-Analyse zeigt sich für alle Femurbreiten, dass die Klasse-C-Femora signifikant schmaler sind als die der Klasse A.

Außer auf Isthmushöhe sind Klasse-C-Femora durchschnittlich auch signifikant schmaler als Klasse B Femora.

Auf Höhe Isthmus gilt für die Femurbreite, dass zwischen Klasse A und B sowie A und C signifikante Unterschiede vorliegen. Nicht dislozierte sind hier breiter als gering und hoch dislozierte Femora.

	Hartofilakidis	N	MW	SD	Median	Min.	Max.	p-Wert	Post-Hoc-Analyse	
									Vergleich von	p-Wert
Femurbreite T. minor + 20 mm (mm)	A	219	49,93	7,67	49	23	73	0,000 *	A und B	0,051 <sup>†</sup>
	B	28	46,25	8,41	48	31	66		A und C	0,000 <sup>†</sup>
	C	13	37,62	8,76	34	25	55		B und C	0,003 <sup>†</sup>
Femurbreite T. minor (mm)	A	219	35,05	4,82	34	22	52	0,000 **	A und B	0,228 <sup>Δ</sup>
	B	28	33,61	4,93	32,5	27	46		A und C	0,000 <sup>Δ</sup>
	C	13	25,38	5,09	26	18	33		B und C	0,002 <sup>Δ</sup>
Femurbreite T. minor - 20 mm (mm)	A	219	29,47	3,51	29	17	43	0,000 **	A und B	0,866 <sup>Δ</sup>
	B	28	28,82	2,84	28	25	35		A und C	0,000 <sup>Δ</sup>
	C	13	22,38	3,64	22	17	29		B und C	0,000 <sup>Δ</sup>
Femurbreite Isthmus (mm)	A	220	24,81	3,04	24	19	35	0,000 **	A und B	0,007 <sup>Δ</sup>
	B	28	23,00	2,46	23	20	29		A und C	0,000 <sup>Δ</sup>
	C	13	20,00	2,61	20	17	25		B und C	0,074 <sup>Δ</sup>
Femurbreite T. minor + 35 % (mm)	A	219	47,39	6,64	47	23	68	0,000 **	A und B	0,067 <sup>Δ</sup>
	B	28	43,54	6,66	45	31	54		A und C	0,000 <sup>Δ</sup>
	C	13	31,69	7,42	30	22	46		B und C	0,004 <sup>Δ</sup>
Femurbreite T. minor - 35 % (mm)	A	219	30,07	3,58	30	23	42	0,000 **	A und B	0,831 <sup>Δ</sup>
	B	28	29,50	3,58	29	25	39		A und C	0,000 <sup>Δ</sup>
	C	13	23,46	3,50	24	19	30		B und C	0,001 <sup>Δ</sup>

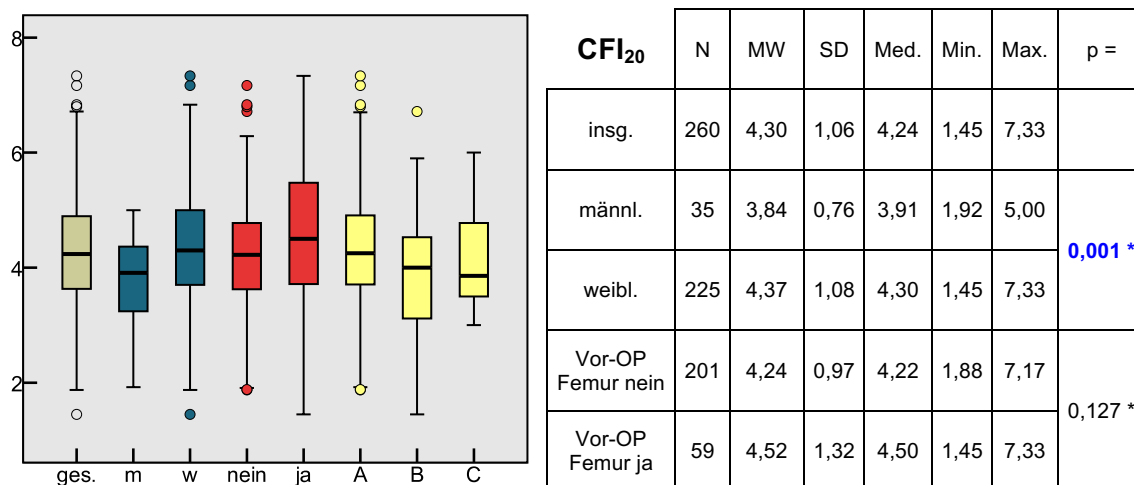
\* Gruppenvergleich: einfaktorielle Varianzanalyse <sup>†</sup> Post-Hoc Analyse mit Tukey-HSD-Test

\*\* Gruppenvergleich: einfaktorielle ANOVA nach Kruskal-Wallis, <sup>Δ</sup> Post-Hoc Analyse nach Dunn-Bonferroni

**Tabelle 3-19: Hartofilakidis-Klassen: extrakortikale Femurbreiten**

### 3.7.10. Canal-Flare-Index

Der Canal-Flare-Index (CFI) berechnet sich aus den gemessenen mediolateralen Markkanalbreiten (s.o.) und ist nach den zwei unterschiedlichen Definitionen ermittelt worden:



\* T-Test bei unabhängigen Stichproben

**Abbildung 3-14: Übersicht und Boxplot: Canal Flare Index (CFI<sub>20</sub>)**

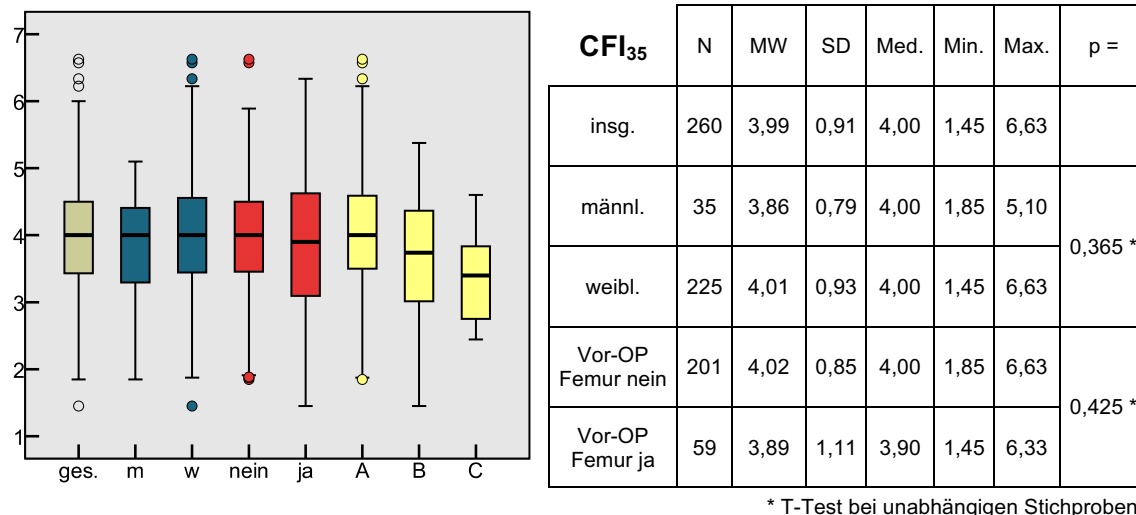


Abbildung 3-15: Übersicht und Boxplot: Canal Flare Index (CFI<sub>35</sub>)

Der CFI<sub>20</sub> unterscheidet sich signifikant zwischen Männern und Frauen, er ist bei den weiblichen Femora um durchschnittlich 0,53 größer.

Zwischen den voroperierten und nicht voroperierten Femora bestehen keine signifikanten Unterschiede der CFI-Mittelwerte.

	Hartofilakidis	N	MW	SD	Median	Min.	Max.	p =	Post-Hoc-Analyse	
									Vergleich von	p =
CFI <sub>20</sub>	A	219	4,35	1,04	4,25	1,88	7,33	0,204 *	A und B	0,202 †
	B	28	3,99	1,25	4,00	1,45	6,71		A und C	0,792 †
	C	13	4,15	0,93	3,86	3,00	6,00		B und C	0,885 †
CFI <sub>35</sub>	A	219	4,06	0,89	4,00	1,85	6,63	0,007 *	A und B	0,114 †
	B	28	3,70	1,02	3,74	1,45	5,38		A und C	0,026 †
	C	13	3,39	0,70	3,40	2,44	4,60		B und C	0,565 †

\* Gruppenvergleich: einfaktorielle Varianzanalyse † Post-Hoc Analyse mit Tukey-HSD-Test

Tabelle 3-20: Hartofilakidis-Klassen: Canal Flare Index (CFI<sub>20</sub>/CFI<sub>35</sub>)

Die einfaktorielle ANOVA ergibt einen signifikanten Unterschied des CFI<sub>35</sub> zwischen den Hartofilakidis-Klassen A und C: Die Klasse-C-Femora haben durchschnittlich einen um 0,67 geringeren CFI<sub>35</sub>.

Jedes Femur wurde nach der Bestimmung des CFI einer der drei Formen:

- Ofenrohrform
- Normalform
- Champagnerglasform

zugeordnet. Die folgenden Tabellen zeigen die Häufigkeiten der drei verschiedenen Formen je nach Definition des CFI in Abhängigkeit vom Geschlecht des Patienten, von



eventuellen femoralen Voroperationen sowie vom Dysplasieschweregrad nach Hartofilakidis.

		CFI <sub>20</sub>			CFI <sub>35</sub>		
		Ofenrohr	Normal	Champagner-glas	Ofenrohr	Normal	Champagner-glas
Gesamt	Anzahl	23	152	85	32	177	51
	%	8,80%	58,50%	32,70%	12,30%	68,10%	19,60%
männlich	Anzahl	5	25	5	6	23	6
	%	14,30%	71,40%	14,30%	17,10%	65,70%	17,10%
	Angepasstes Residuum	1,2	1,7	-2,5	0,9	-0,3	-0,4
weiblich	Anzahl	18	127	80	26	154	45
	%	8,00%	56,40%	35,60%	11,60%	68,40%	20,00%
	Angepasstes Residuum	-1,2	-1,7	2,5	-0,9	0,3	0,4
exakter Test nach Fisher		p = 0,022			p = 0,640		

**Tabelle 3-21: Geschlecht: Verteilung der CFI-Formen**

Die Verteilung der Markkanalformen nach CFI<sub>20</sub> ist abhängig vom Geschlecht. Die Anzahl der Femora mit Champagnerglas-Markkanälen nach CFI<sub>20</sub>-Definition ist bei Frauen höher als bei Männern.

		CFI <sub>20</sub>			CFI <sub>35</sub>		
		Ofenrohr	Normal	Champagner-glas	Ofenrohr	Normal	Champagner-glas
Gesamt	Anzahl	23	152	85	32	177	51
	%	8,80%	58,50%	32,70%	12,30%	68,10%	19,60%
Vor-OP Femur nein	Anzahl	15	128	58	19	145	37
	%	7,50%	63,70%	28,90%	9,50%	72,10%	18,40%
	Angepasstes Residuum	-1,4	3,2	-2,4	-2,6	2,6	-0,9
Vor-OP Femur ja	Anzahl	8	24	27	13	32	14
	%	13,60%	40,70%	45,80%	22,00%	54,20%	23,70%
	Angepasstes Residuum	1,4	-3,2	2,4	2,6	-2,6	0,9
Chi-Quadrat-Test		p = 0,007			p = 0,013		

**Tabelle 3-22: Verteilung der CFI-Formen voroperierter und nicht voroperierter Femora**

Die Verteilung der Markkanalformen ist nach beiden Definitionen des CFI abhängig von eventuellen femoralen Voroperationen.

Für die Verteilungen der Markkanalformen voroperierter Femora lassen sich je nach Definition des Canal Flare Index jedoch unterschiedliche Beobachtungen machen. Nach CFI<sub>20</sub>-Definition liegen bei den voroperierten Patienten signifikant mehr Femora

mit Champagnerglas-Form, dafür aber signifikant weniger mit Normal-Form vor.

Bei Verwendung der CFI<sub>35</sub>-Definition ist im Gegensatz dazu die Ofenrohr-Form bei voroperierten Femora signifikant häufiger und dafür die Normal-Form signifikant seltener.

		CFI <sub>20</sub>			CFI <sub>35</sub>		
		Ofenrohr	Normal	Champagnerglas	Ofenrohr	Normal	Champagnerglas
Gesamt	Anzahl	23	152	85	32	177	51
	%	8,80%	58,50%	32,70%	12,30%	68,10%	19,60%
Hartofilakidis A	Anzahl	17	127	75	21	152	46
	%	7,80%	58,00%	34,20%	9,60%	69,40%	21,00%
	Angepasstes Residuum	-1,4	-0,4	1,2	-3,1	1,1	1,3
Hartofilakidis B	Anzahl	6	16	6	7	16	5
	%	21,40%	57,10%	21,40%	25,00%	57,10%	17,90%
	Angepasstes Residuum	2,5	-0,1	-1,3	2,2	-1,3	-0,2
Hartofilakidis C	Anzahl	0	9	4	4	9	0
	%	0,00%	69,20%	30,80%	30,80%	69,20%	0,00%
	Angepasstes Residuum	-1,2	0,8	-0,2	2,1	0,1	-1,8
exakter Test nach Fisher		p = 0,138			p = 0,016		

**Tabelle 3-23: Hartofilakidis-Klassen: Verteilung der CFI-Formen**

Die Verteilung der Markkanalformen ist nach CFI<sub>35</sub>-Definition abhängig vom Dysplasieschweregrad nach Hartofilakidis. Klasse B und C zeigen signifikant mehr Femora mit Ofenrohrform.

In den Canal-Flare-Index geht neben der mediolateralen Markkanalbreite des Isthmus je nach Definition

- die Markkanalbreite auf der Ebene 20 mm proximal des Trochanter minor oder
- die Markkanalbreite auf der Ebene, die im Abstand von 35 % der vertikalen Distanz „Femurkopfmittelpunkt - Trochanter-minor-Spitze“ (entspricht der Femurkopfhöhe) proximal zum Trochanter minor liegt,

ein. Mit abnehmender Femurkopfhöhe liegt das +20mm-Niveau weiter proximal, so dass dieses bis in den Femurhals oder sogar bis in den Femurkopf hereinragt. Die endostale Markkanalbegrenzung folgt in diesem Bereich dem Verlauf des

Femurhalses, als Folge hiervon nimmt die mediolaterale Markkanalbreite auf diesem Niveau stark zu.

Die Lage des +35%-Niveaus passt sich dagegen an die Höhe des Femurkopfes an, so dass der oben genannte Nachteil des +20mm-Niveaus vermieden wird.

Die folgenden Diagramme verdeutlichen die Unterschiede der beiden Markkanalbreiten sowie der beiden Canal Flare Indizes in Abhängigkeit von der Kopfhöhe des Femurs.

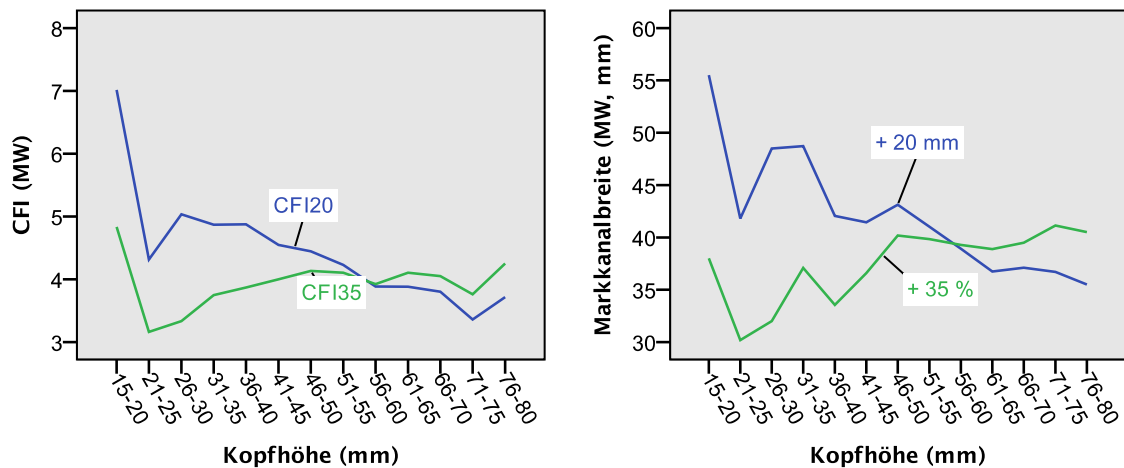


Abbildung 3-16: CFI (20/35) und Markkanalbreiten (+20mm/+35%) in Abhängigkeit von der Femurkopfhöhe

Im folgenden Diagramm ist die Verteilung des CFI nach beiden Varianten unterteilt dargestellt.

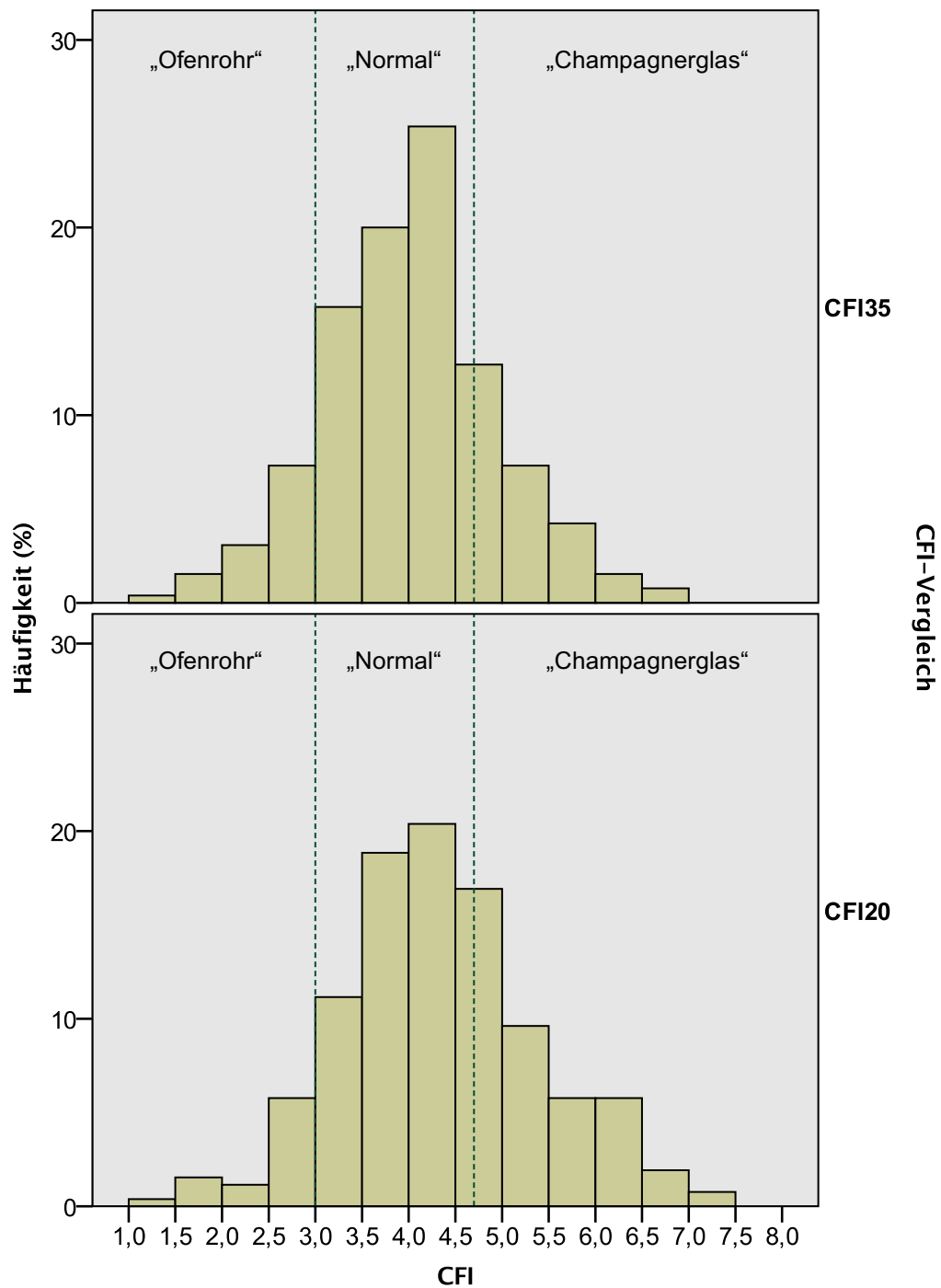


Abbildung 3-17: CFI-Formen (Häufigkeit %)

### 3.7.11. Metaphysärer Canal Flare Index

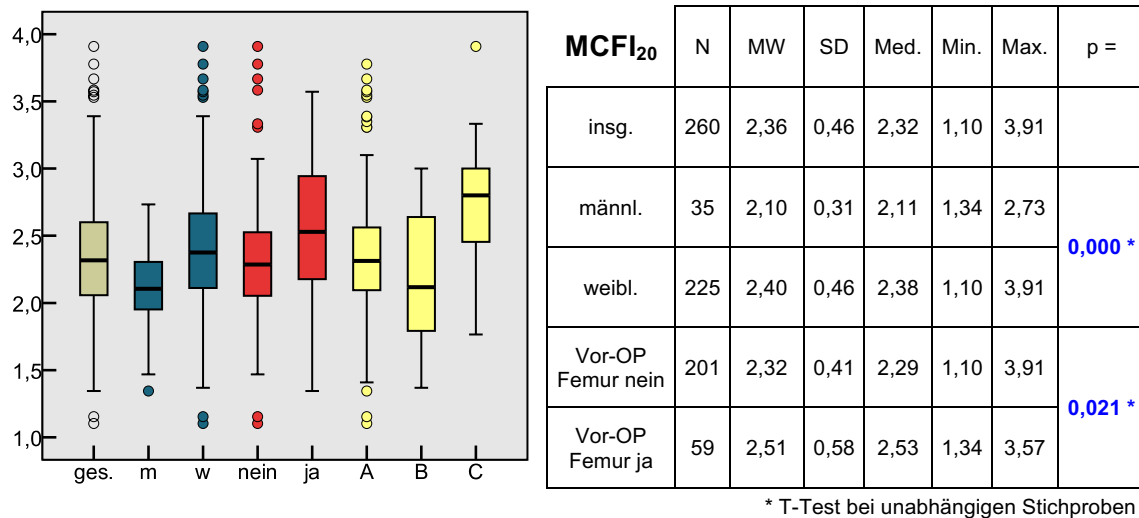


Abbildung 3-18: Übersicht und Boxplot: metaphysärer Canal Flare Index (MCFI<sub>20</sub>)

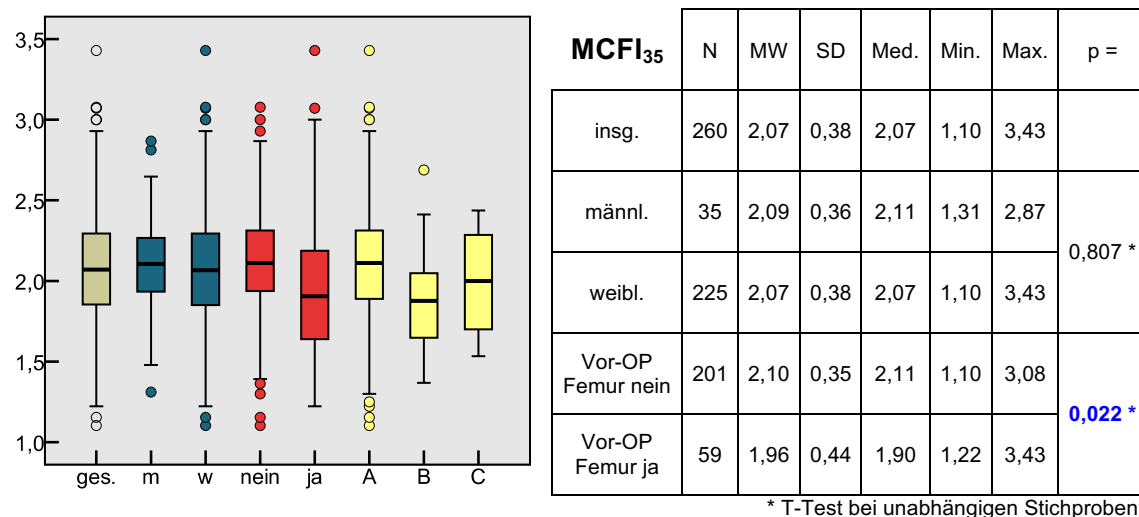


Abbildung 3-19: Übersicht und Boxplot: metaphysärer Canal Flare Index (MCFI<sub>35</sub>)

Für den MCFI<sub>20</sub> liegen signifikante Unterschiede zwischen männlichen und weiblichen sowie voroperierten und nicht voroperierten Femora vor. Weibliche Femora haben einen um durchschnittlich 0,3 größeren MCFI<sub>20</sub>. Bei den voroperierten Femora liegt ebenfalls ein größerer MCFI<sub>20</sub> mit einer mittleren Differenz von 0,19 zu den nicht voroperierten Femora vor.

Nach MCFI<sub>35</sub>-Definition liegt ein signifikant kleinerer MCFI-Mittelwert bei den osteotomierten Femora vor, die mittlere Differenz zu den nicht voroperierten liegt bei 0,14.

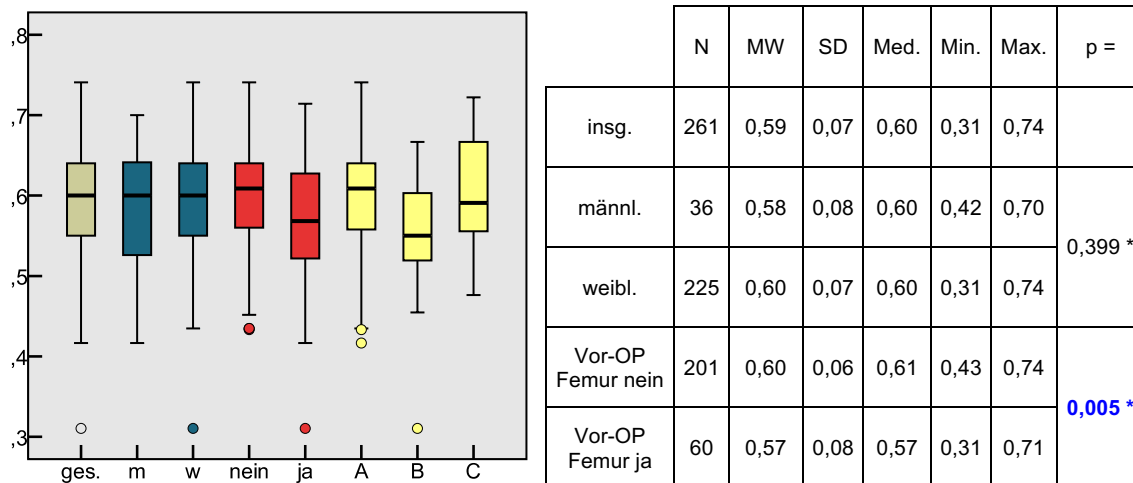
		Hartofilakidis	N	MW	SD	Median	Min.	Max.	p =	Post-Hoc-Analyse	
										Vergleich von	p =
MCFI <sub>20</sub>	A	219	2,36	0,44	2,31	1,10	3,78	0,001 *		A und B	0,148 †
	B	28	2,19	0,48	2,12	1,37	3,00			A und C	0,006 †
	C	13	2,76	0,54	2,80	1,76	3,91			B und C	0,001 †
MCFI <sub>35</sub>	A	219	2,10	0,39	2,11	1,10	3,43	0,015 *		A und B	0,016 †
	B	28	1,89	0,32	1,88	1,37	2,69			A und C	0,498 †
	C	13	1,98	0,31	2,00	1,53	2,44			B und C	0,764 †

\* Gruppenvergleich: einfaktorielle Varianzanalyse, † Post-Hoc Analyse mit Tukey-HSD-Test

**Tabelle 3-24: Hartofilakidis-Klassen: MCFI<sub>20</sub> und MCFI<sub>35</sub>**

Innerhalb der Hartofilakidis-Klassen liegen ebenfalls signifikant verschiedene Mittelwerte sowohl für den MCFI<sub>20</sub> als auch den MCFI<sub>35</sub> vor. Der MCFI<sub>20</sub> ist in der Klasse C durchschnittlich signifikant größer als in den Klassen A und B. Für den MCFI<sub>35</sub> gilt: Klasse A und B unterscheiden sich signifikant, der MCFI<sub>35</sub> ist hierbei für die Klasse A größer.

### 3.7.12. Cortical Index



\* T-Test bei unabhängigen Stichproben

**Abbildung 3-20: Übersicht und Boxplot: Cortical Index**

Männliches und weibliches Geschlecht unterscheiden sich hinsichtlich des Cortical Index nicht signifikant. Zwischen voroperierten und nicht voroperierten Femora lässt sich hingegen ein signifikanter Unterschied beobachten. Der mittlere Cortical Index ist bei voroperierten um 0,03 kleiner als bei nicht voroperierten.

	Hartofilakidis	N	MW	SD	Median	Min.	Max.	p-Wert	Post-Hoc-Analyse	
									Vergleich von	p-Wert
Cortical Index	A	220	0,60	0,06	0,61	0,42	0,74	0,001 *	A und B	0,001 †
	B	28	0,55	0,07	0,55	0,31	0,67		A und C	0,933 †
	C	13	0,61	0,08	0,59	0,48	0,72		B und C	0,032 †

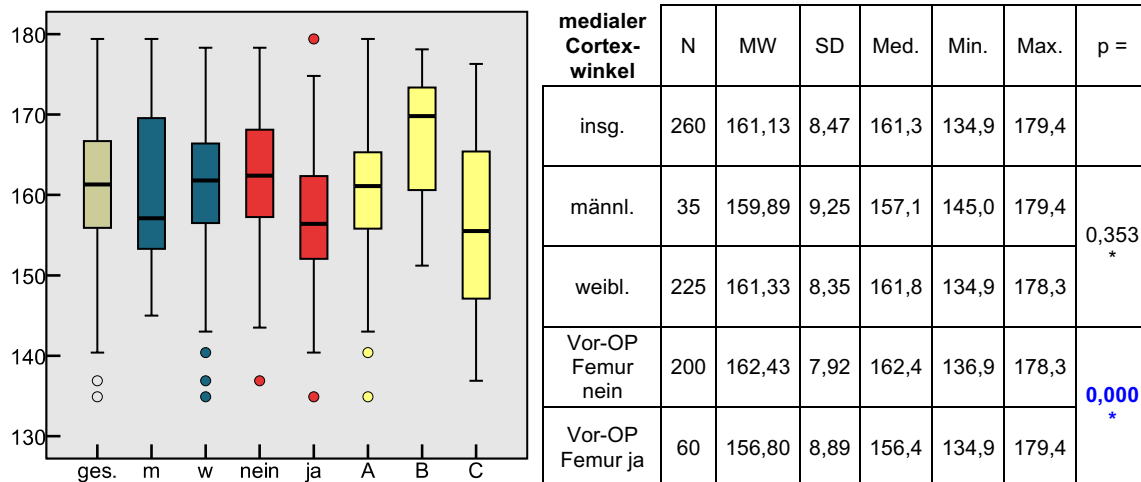
\* Gruppenvergleich: einfaktorielle Varianzanalyse † Post-Hoc Analyse mit Tukey-HSD-Test

**Tabelle 3-25: Hartofilakidis-Klassen: Cortical Index**

Auch in der Klassifikation nach Hartofilakidis sind signifikante Unterschiede zwischen den Mittelwerten des Cortical Index vorhanden. Im Vergleich von Klasse B mit A sowie B mit C zeigt sich, dass der mittlere Cortical Index der Klasse-B-Femora kleiner ist. Dies bedeutet, dass für Klasse-B-Femora der Anteil der Kortikalis im Verhältnis zum Markkanal im Isthmusbereich kleiner ist.

### 3.7.13. Medialer Cortexwinkel und Cortextradius

Die Ergebnisse für den medialen Cortexwinkel in ° und den Cortextradius in mm sind den folgenden Tabellen zu entnehmen:



Angaben in °, \* T-Test bei unabhängigen Stichproben

**Abbildung 3-21: Übersicht und Boxplot: medialer Cortexwinkel**

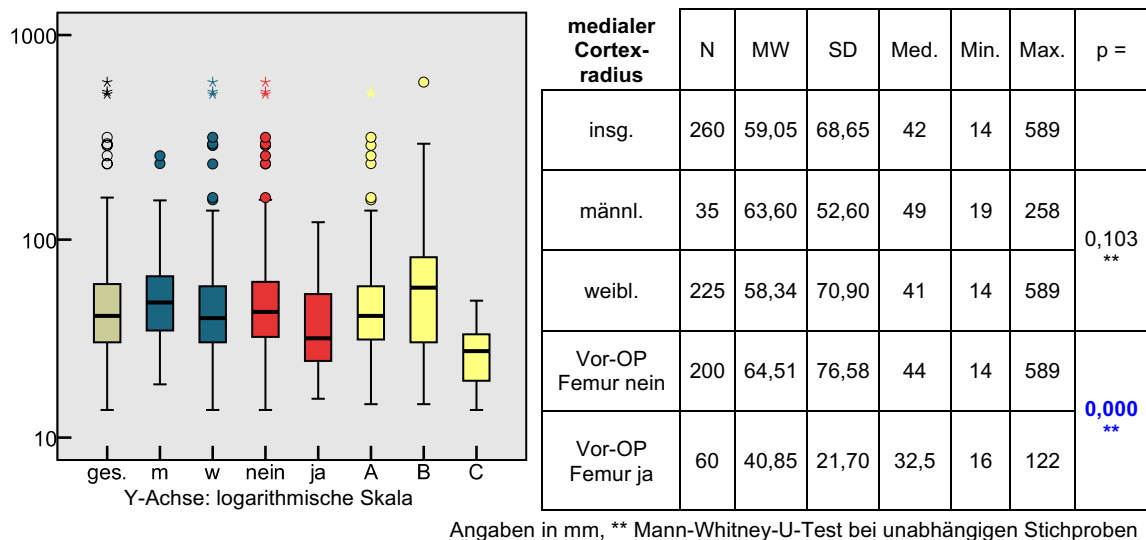


Abbildung 3-22: Übersicht und Boxplot: medialer Cortexradius

Signifikante Abweichungen des medialen Cortexwinkels und -radius sind zwischen den Geschlechtern nicht zu beobachten.

Der mediale Cortexwinkel ist bei den voroperierten Femora durchschnittlich 5,63° größer, es liegt ein signifikanter Unterschied vor. Der mediale Cortexradius ist zwischen diesen Gruppen ebenfalls signifikant verschieden (Mann-Whitney-U-Test), bei den voroperierten Femora wurden durchschnittlich kleinere Radien ermittelt.

	Hartofilakidis	N	MW	SD	Median	Min.	Max.	P-Wert	Post-Hoc-Analyse	
									Vergleich von	p-Wert
medialer Cortexwinkel (°)	A	220	160,58	7,99	161,1	134,9	179,4	0,000 *	A und B	0,000 †
	B	28	167,64	7,63	169,8	151,2	178,1		A und C	0,150 †
	C	12	156,08	11,58	155,5	136,9	176,3		B und C	0,000 †
medialer Cortexradius (mm)	A	220	55,88	58,86	42	15	529	0,001 **	A und B	0,331 Δ
	B	28	96,96	122,82	58	15	589		A und C	0,003 Δ
	C	12	28,75	10,67	28	14	50		B und C	0,001 Δ

\* Gruppenvergleich: einfaktorielle Varianzanalyse † Post-Hoc Analyse mit Tukey-HSD-Test

\*\* Gruppenvergleich: einfaktorielle ANOVA nach Kruskal-Wallis, Δ Post-Hoc Analyse nach Dunn-Bonferroni

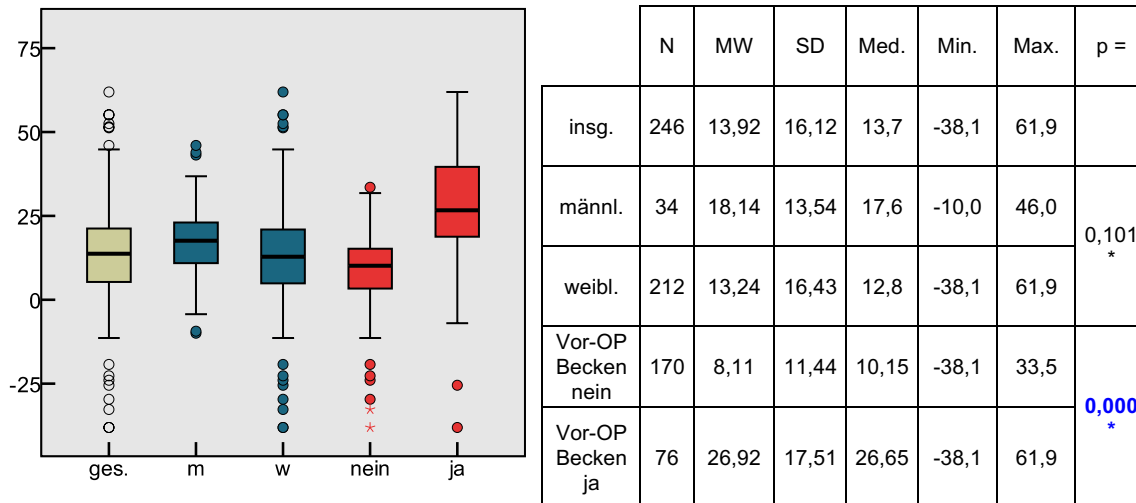
Tabelle 3-26: Hartofilakidis-Klassen: medialer Cortexwinkel und -radius

Für die Klasse B wurde durchschnittlich der größte mediale Cortexwinkel bestimmt. Signifikante Unterschiede liegen vor im Vergleich der Klassen B und A sowie B und C. Während der mediale Cortexradius zwischen den Klassen A und B nicht signifikant verschieden ist, unterscheidet sich dieser für die Klasse C signifikant von A und B. Der mittlere Cortexradius ist bei hoch dislozierten Femora kleiner als bei gering bzw. nicht dislozierten.



### 3.7.14. CE-Winkel nach Wiberg

Der CE-Winkel ließ sich für 246 Patienten bestimmen, bei 15 Patienten verhinderte das Ausmaß der (Sub-)Luxation eine Bestimmung dieses Parameters. Die folgenden Tabellen schlüsseln den Wert nach Vorliegen einer Voroperation am Beckenknochen, dem Geschlecht sowie dem Schweregrad nach Hartofilakidis auf. Für die Hartofilakidis-C-Klasse können aufgrund der hohen Dislokation keine CE-Winkel bestimmt werden, es werden nur Klasse A und B verglichen.



Angaben in °, \* T-Test bei unabhängigen Stichproben

Abbildung 3-23: Übersicht und Boxplot: CE-Winkel

Der mittlere CE-Winkel ist für männliche und weibliche Patienten nicht signifikant verschieden. Am Beckenknochen voroperierte Patienten weisen durchschnittlich einen um 18,81° signifikant größeren CE-Winkel auf.

	Hartofilakidis	N	MW	SD	Median	Min.	Max.	p =
CE-Winkel (°)	A	220	15,72	14,61	14,3	-29,7	61,9	0,000 *
	B	26	-1,34	20,17	-2,9	-38,1	33,5	

Angaben in °, \* T-Test bei unabhängigen Stichproben

Tabelle 3-27: Hartofilakidis-Klassen: CE-Winkel

Der CE-Winkel bei gering dislozierten Femora unterscheidet sich signifikant von den nicht dislozierten: Die mittlere Differenz beträgt -17,06°.

### 3.7.15. Klassifikation nach Crowe

Von den insgesamt 261 untersuchten Hüften lag bei 218 (83,5 %) keine Subluxation vor, so dass sie der Klasse I zugeordnet werden konnten. Der Klasse II ließen sich 24 (9,2 %), der Klasse III 8 (3,1 %) und der Klasse IV 11 (4,2 %) Hüften zuordnen.

### 3.7.16. Klassifikation nach Hartofilakidis

220 (84,3 %) der 261 Hüften konnten der Hartofilakidis Gruppe A zugeordnet werden. Gruppe B beinhaltet 28 Hüften (10,7 %), Gruppe C 13 Hüften (5 %).

### 3.7.17. Centrum-Collum-Diaphysenwinkel

Der projizierte CCD-Winkel konnte für alle 261 Hüften bestimmt werden. Für die Ermittlung des reellen CCD-Winkels war die Bestimmung des projizierten Antetorsionswinkels auf der Aufnahme nach Rippstein notwendig. Bei 81 Hüften lag eine verwertbare Rippstein-Aufnahme vor. In der folgenden Tabelle sind die statistischen Kenngrößen der gemessenen bzw. berechneten projizierten und reellen CCD-Winkel dargestellt.

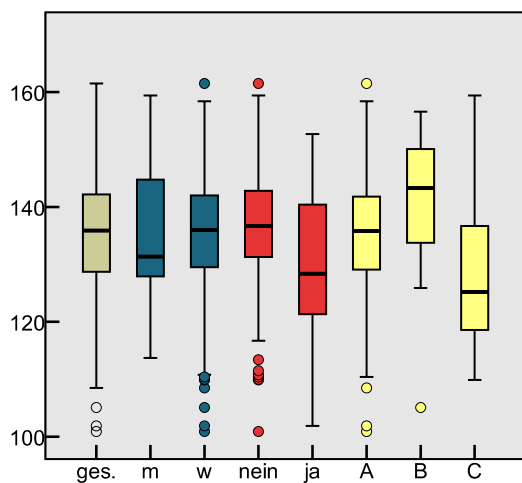


Abbildung 3-24: Boxplot: projizierte CCD-Winkel

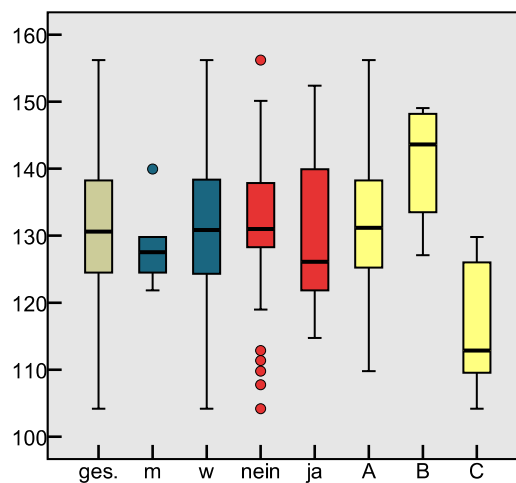


Abbildung 3-25: Boxplot: reelle CCD-Winkel

	N	MW	SD	Med.	Min.	Max.
projizierter CCD-Winkel (°)	261	135,27	10,92	135,90	100,90	161,50
reeller CCD-Winkel (°)	81	131,03	10,37	130,60	104,19	156,21

Tabelle 3-28: CCD-Winkel

	Geschlecht	N	MW	SD	Med.	Min.	Max.	p =
projizierter CCD-Winkel (°)	männlich	36	134,75	10,37	131,35	113,70	159,40	0,758 *
	weiblich	225	135,36	11,02	136,00	100,90	161,50	
reeller CCD-Winkel (°)	männlich	5	128,72	6,97	127,53	121,83	139,95	0,485 **
	weiblich	76	131,19	10,57	130,83	104,19	156,21	

\* T-Test bei unabhängigen Stichproben

\*\* Mann-Whitney-U-Test bei unabhängigen Stichproben, exakte Signifikanz

**Tabelle 3-29: Geschlecht: CCD-Winkel**

	Vor-OP Femur?	N	MW	SD	Med.	Min.	Max.	p =
projizierter CCD-Winkel (°)	nein	201	136,84	10,01	136,70	100,90	161,50	0,000 *
	ja	60	130,04	12,24	128,35	101,90	152,70	
reeller CCD-Winkel (°)	nein	51	131,65	10,35	130,98	104,19	156,21	0,489 *
	ja	30	129,99	10,51	126,11	114,73	152,38	

\* T-Test bei unabhängigen Stichproben

**Tabelle 3-30: CCD-Winkel voroperierter und nicht voroperierter Femora**

Der projizierte wie auch der reelle CCD-Winkel unterscheiden sich zwischen den Geschlechtern nicht signifikant, zu berücksichtigen ist jedoch die kleine Stichprobengröße beim männlichen Geschlecht für den realen CCD-Winkel.

Der auf den Becken-a.p.-Aufnahmen bestimmte projizierte CCD-Winkel ist für die voroperierten Femora signifikant verschieden von den nicht voroperierten. Im Durchschnitt sind hier die CCD-Winkel der voroperierten Femora um 6,8° kleiner als die der nicht voroperierten. Für den realen CCD-Winkel lässt sich dieser signifikante Unterschied nicht beobachten.

		N	MW	SD	Med.	Min.	Max.	p =	Post-Hoc-Analyse	
									Vergleich von	p =
projizierter CCD-Winkel (°)	A	220	135,01	10,30	135,80	100,90	161,50	0,001 **	A und B	0,010 <sup>Δ</sup>
	B	28	140,97	11,39	143,30	105,10	156,60		A und C	0,081 <sup>Δ</sup>
	C	13	127,40	14,56	125,20	109,90	159,40		B und C	0,001 <sup>Δ</sup>
reeller CCD-Winkel (°)	A	70	131,89	9,20	131,19	109,78	156,21	0,001 ** (exakte Signifikanz)	A und B	0,098 <sup>#</sup>
	B	4	140,84	9,98	143,61	127,10	149,06		A und C	0,001 <sup>#</sup>
	C	7	116,86	10,24	112,86	104,19	129,80		B und C	0,024 <sup>#</sup>

\*\* Gruppenvergleich: einfaktorielle ANOVA nach Kruskal-Wallis, <sup>Δ</sup> Post-Hoc Analyse nach Dunn-Bonferroni

<sup>#</sup> Post-Hoc-Analyse mit Mann-Whitney-U-Test bei unabhängigen Stichproben, exakte Signifikanz, korrigiertes

Signifikanzniveau nach Dunn-Sidak = 0,017

**Tabelle 3-31: Hartofilakidis-Klassen: CCD-Winkel**

Sowohl projizierter als auch reeller CCD-Winkel unterscheiden sich in Abhängigkeit vom Dysplasieschweregrad nach Hartofilakidis. Signifikant sind beim projizierten CCD-Winkel die Unterschiede zwischen den Klassen B und A sowie B und C. Der projizierte Winkel ist in der Gruppe B größer als in den anderen beiden.

Der reelle CCD-Winkel unterscheidet sich signifikant für die Gruppen A und C. Der Winkel ist bei den hoch dislozierten Klasse-C-Femora kleiner. Zu berücksichtigen sind beim realen CCD-Winkel die kleinen Stichprobengrößen der Klassen B und C.

### 3.7.18. Antetorsionswinkel

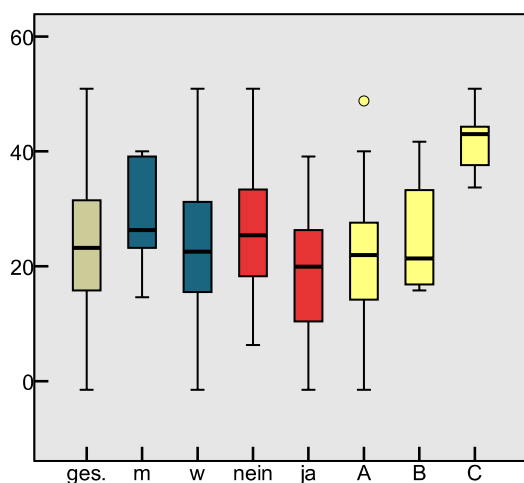


Abbildung 3-26: Boxplot: projizierter AT-Winkel

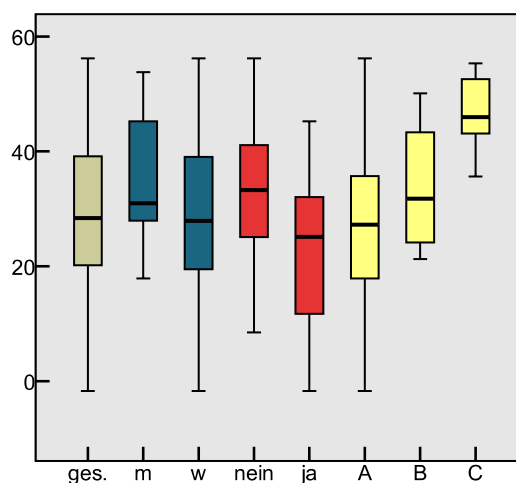


Abbildung 3-27: Boxplot: reeller AT-Winkel

Für die 81 Hüften, bei denen eine verwertbare Rippstein-Aufnahme vorlag, konnte der projizierte AT-Winkel und mit Hilfe des projizierten CCD-Winkels auch der reelle CCD-Winkel bestimmt werden. Die Werte für die projizierte Antetorsion sind hier der Vollständigkeit halber angeführt.

	N	MW	SD	Med.	Min.	Max.
projizierter AT-Winkel (°)	81	23,61	11,07	23,20	-1,50	50,90
reeller AT-Winkel (°)	81	29,27	12,91	28,39	-1,71	56,20

Tabelle 3-32: AT-Winkel

	Geschlecht	N	MW	SD	Med.	Min.	Max.	p =
projizierter AT-Winkel (°)	männlich	5	28,64	10,85	26,30	14,60	40,00	0,304 **
	weiblich	76	23,28	11,08	22,55	-1,50	50,90	
reeller AT-Winkel (°)	männlich	5	35,17	14,30	30,96	17,89	53,81	0,332 **
	weiblich	76	28,88	12,82	27,92	-1,71	56,20	

\*\* Mann-Whitney-U-Test bei unabhängigen Stichproben, exakte Signifikanz

Tabelle 3-33: Geschlecht: AT-Winkel

	Vor-OP Femur?	N	MW	SD	Med.	Min.	Max.	p =
projizierter AT-Winkel (°)	nein	51	26,26	11,01	25,40	6,30	50,90	0,004 *
	ja	30	19,10	9,78	19,95	-1,50	39,10	
reeller AT-Winkel (°)	nein	51	32,58	12,47	33,27	8,48	56,20	0,002 *
	ja	30	23,64	11,80	25,13	-1,71	45,25	

\* T-Test bei unabhängigen Stichproben

**Tabelle 3-34: AT-Winkel voroperierter und nicht voroperierter Femora**

Der reelle Antetorsionswinkel ist zwischen den Geschlechtern nicht signifikant verschieden, zu berücksichtigen ist jedoch auch hier die kleine Stichprobengröße beim männlichen Geschlecht.

Die voroperierten Femora haben eine signifikant geringere Antetorsion als die nicht voroperierten, die mittlere Differenz realen Antetorsion beträgt 8,94°.

	Hartofilakidis	N	MW	SD	Med.	Min.	Max.	p =	Post-Hoc-Analyse	
									Vergleich von	p =
projizierter AT-Winkel (°)	A	70	21,72	9,83	21,95	-1,50	48,80	0,000 **	A und B	0,756 #
	B	4	25,05	11,75	21,35	15,80	41,70		A und C	0,000 #
	C	7	41,63	5,79	43,00	33,70	50,90		B und C	0,042 #
reeller AT-Winkel (°)	A	70	27,25	12,05	27,25	-1,71	56,20	0,000 **	A und B	0,411 #
	B	4	33,74	12,60	31,78	21,27	50,11		A und C	0,000 #
	C	7	46,90	6,98	45,98	35,62	55,33		B und C	0,109 #

# Post-Hoc-Analyse mit Mann-Whitney-U-Test bei unabhängigen Stichproben, exakte Signifikanz, korrigiertes

Signifikanzniveau nach Dunn-Sidak = 0,017

**Tabelle 3-35: Hartofilakidis-Klassen: AT-Winkel**

Für die Klassifikation nach Hartofilakidis gilt, dass die Antetorsion sich zwischen den Klassen signifikant unterscheidet. Die Klasse-C-Femora weisen dabei eine höhere Antetorsion auf als die der Klasse A. Auch hierbei sind die kleinen Stichprobengrößen der Klassen B und C zu berücksichtigen.

#### **4. Diskussion**

In dieser Studie wurde die Morphologie des proximalen Femurs bei der Dysplasiecoxarthrose untersucht und beschrieben. Dieses geschah mithilfe präoperativer, konventioneller Röntgenaufnahmen von Patienten, bei denen in der orthopädischen Klinik des Klinikums Dortmund ein endoprothetischer Hüftgelenkersatz erfolgte.

In den bisher durchgeführten Studien, die sich gezielt mit der Morphologie des proximalen Femurs bei der kongenitalen Hüftdysplasie bzw. Dysplasiecoxarthrose befasst haben, wurden zumeist asiatische und insbesondere japanische Patienten untersucht. Danielson et al. haben in einer Studie die generelle Knochengeometrie des Femurs anhand von DXA-Aufnahmen von Frauen unterschiedlicher ethnischer Herkunft verglichen, so auch kaukasische und japanische Frauen. Es zeigte sich, dass bei Frauen japanischer Herkunft kleinere CCD-Winkel und ein längerer Femurhals vorlagen als bei den Frauen kaukasischer Herkunft. Auch in der Statur unterschieden sich die beiden Ethnien: Frauen japanischer Herkunft waren kleiner und besaßen ein signifikant geringeres Körpergewicht [16].

Bei 23 % der untersuchten Hüftgelenke wurden zuvor Osteotomien am Femurknochen durchgeführt. Andere Studien, die sich bisher mit der Anatomie des proximalen Femurs bei der Dysplasiecoxarthrose beschäftigten, schlossen diese Fälle von der Untersuchung aus.

Wegen des großen Anteils am Femur voroperierter Patienten bei Dysplasiecoxarthrose-bedingten Hüft-TEP-Implantationen ist die Beschreibung dieses Zustandes in Hinblick auf mögliche Besonderheiten bei der endoprothetischen Versorgung von Interesse.

##### **4.1. Material und Methodik**

Die präoperative Planung der Hüftendoprothetik anhand von klassischen, analogen Röntgenbildern erfolgt in der Regel mithilfe von Planungsschablonen, die von einem Vergrößerungsfaktor von 115 % bis 120 % ausgehen [55]. Digitale Schablonen, die in endoprothetischen Planungsprogrammen integriert sind, besitzen keinen festen Vergrößerungsfaktor sondern können in ihrer Größe dem vorliegenden Bild angepasst werden [57]. Hierfür ist eine Größenkalibrierung des Röntgenbildes notwendig. Eine verbreitete Methode hierfür ist die Anbringung einer Metallkugel bekannten Durchmessers an der Haut des Patienten auf Höhe des Trochanter major bei Aufnahme des Röntgenbildes. Der Metallkugeldurchmesser dient in der Planungssoftware dazu, die geschätzte Vergrößerung des Röntgenbildes zu ermitteln und sie bei der Planung zu berücksichtigen [4]. Bayne et. al haben die Differenz der

reellen Vergrößerung und der geschätzten Vergrößerung anhand von Röntgenbildern von Patienten mit Hüftprothesen ermittelt, um die Genauigkeit des Kalibrierungsverfahrens mithilfe einer Messkugel in Abhängigkeit verschiedener Positionen und Befestigungsmöglichkeiten zu vergleichen [4]. Die Prothesenköpfe dienten dabei als Referenzkörper für die Bestimmung der reellen Vergrößerung. Bei Verwendung einer flexibel verstellbaren Messkugel, die der Haut anliegend auf Höhe des Trochanter major abgebildet wurde, gelang die genaueste Kalibrierung: Es ist eine durchschnittliche Abweichung von 2,97 % von der mithilfe des Prothesenkopfes bestimmten reellen Vergrößerung bestimmt worden [4].

Bei den Röntgenaufnahmen, auf denen keine Kalibrierungshilfe abgebildet ist, erfolgte die Bestimmung des Vergrößerungsfaktors nach der oben beschriebenen eigenen Methode (s. 2.4, S. 8). Zur Abschätzung der Genauigkeit der Methode wurde diese zur Bestimmung des bekannten Referenzkugeldurchmessers verwendet. Der Durchmesser der Referenzkugel wurde nach dem eigenen Verfahren um durchschnittlich 0,14 mm kleiner ermittelt, das entspricht 0,55 % des Kugeldurchmessers. Der so gemessene durchschnittliche Kugeldurchmesser unterscheidet sich nicht signifikant vom tatsächlichen.

Die Kalibrierung mit einer Metallkugel setzt voraus, dass sich der Referenzkörper bei Anfertigung der Röntgenaufnahme auf der gleichen Ebene wie das Femur, d.h. im gleichen Abstand zum Detektor, befindet [4]. Somit liegt eine mögliche Fehlerquelle bei der Bildkalibrierung in einer eventuell nicht optimal eingestellten bzw. abgebildeten Referenzkugel.

Die Kalibrierung über den Prothesenkopf bzw. Prothesenschaft mithilfe der post-operativen Röntgenbilder minimiert dieses Problem, da sich die eingebrachten Prothesen auf gleicher Ebene wie die Femora befinden. Eine mögliche Fehlerquelle bei dieser Methode liegt eher in der Übertragung der Abstände zwischen den drei Referenzpunkten, die auf den post- und präoperativen Röntgenaufnahmen bestimmt wurden. So mussten einige Fälle von der Auswertung ausgeschlossen werden, da die drei Referenzpunkte nicht eindeutig zu identifizieren waren und somit eine genaue Größenkalibrierung der präoperativen Bilder nicht gewährleistet war.

Die im klinischen Versorgungsalltag bewährten, konventionellen Röntgenbilder bieten ein repräsentatives, zweidimensionales und überlagertes Abbild der komplexen, dreidimensionalen Geometrie des Femurs bei der Dysplasiecoxarthrose. Morphologische Unterschiede, die außerhalb der Frontalebene liegen, wie z.B. die antero-posteriore Markkanalform, können mit den vorliegenden Bildern nicht beschrieben werden. Ebenso wenig kann eine mögliche Torsion des Markkanals, abweichend von der äußeren Geometrie des Femurs, darstellbar gemacht werden.

Eine weitere Limitation bei der Verwendung zweidimensionaler Röntgenbilder ist durch die erhöhte Antetorsion bedingt, die bei den untersuchten Hüften beobachtet wurde. Der reelle Antetorsionswinkel für die Hüften, bei denen eine verwertbare Rippstein-II-Aufnahme vorhanden war, lag bei durchschnittlich 29,27 °. Der größte beobachtete Wert lag bei 56,2 °. Kann die Antetorsion durch Innenrotation des Hüftgelenks bei Anfertigung der a.p.-Aufnahme nicht ausgeglichen werden, so ist durch eine schräge Abbildung des Femurs eine Verfälschung von Werten wie dem CCD-Winkel [52], femoralem Offset, Halslänge sowie medialem Cortextradius und -winkel möglich. Im Gegensatz dazu ist die Bestimmung dieser Parameter mittels der Computertomografie nicht in diesem Ausmaß abhängig von der Patientenlagerung während der Aufnahme. Auch bei ausgeprägter Antetorsion oder behinderter Innenrotation des Hüftgelenks können verwertbare Aufnahmen angefertigt werden.

Um das Ausmaß dieser eventuellen Limitationen zu quantifizieren bzw. um diese zu umgehen, sind weitere Untersuchungen anhand von CT-Datensätzen zu empfehlen. Für die Ermittlung der in dieser Arbeit untersuchten femoralen Parameter anhand von CT-Datensätzen müssten die zu untersuchenden Hüften nach einem standardisierten CT-Protokoll untersucht werden.

So sollte das Becken in seiner gesamten Höhe abgebildet werden, um die Bestimmung der Hartofilakidis- und Crowe-Klassen sowie des CE-Winkels zu ermöglichen. Weiterhin müsste das proximale Femur zumindest bis zum femoralen Isthmus erfasst werden, um die Parameter des Femurkopfes, -halses sowie -schafts zu bestimmen. Zusätzlich müssten die Femurkondylen, deren dorsale Begrenzungen als Bezugspunkte zur genauen Bestimmung der Antetorsion unentbehrlich sind, abgebildet werden [31, 42].

Herkömmliche Röntgenaufnahmen haben sich im klinischen Alltag für die präoperative Diagnostik und Planung von endoprothetischem Hüftgelenkersatz bewährt. Die Untersuchungen im Rahmen dieser Arbeit sollten sich nah am klinischen Versorgungsalltag orientieren und wurden anhand bereits vorliegender Daten durchgeführt.

Die Femora bei der Dysplasiecoxarthrose weisen hinsichtlich ihrer Morphologie eine große Varianz auf (s. 4.6), insbesondere in Abhängigkeit des Schweregrades der Dysplasie. Die Femora der Hartofilakidis-Klasse C zeigten sich in vielen Eigenschaften signifikant verschieden von den geringer- bzw. nicht dislozierten Femora. Bezüglich der Anatomie des Femurs könnte eine dreidimensionale Bildgebung hilfreiche weiterführende Informationen für die Durchführung des totalendoprothetischen Hüftgelenkersatzes bei hoch dislozierten Femora bieten.



#### 4.2. Geschlecht der untersuchten Patienten

Die Mehrzahl der untersuchten Hüften ist weiblichen Geschlechts. Die Geschlechtsverteilung der operierten Hüften liegt mit einem Verhältnis von weiblichen zu männlichen Hüften von 6,25 zu 1 in dem Bereich der in der Literatur angegebenen Werte [3, 28, 33].

#### 4.3. Altersverteilung

Im folgenden Diagramm ist die relative Häufigkeit des Patientenalters zum OP-Zeitpunkt der untersuchten Patienten mit Dysplasiecoxarthrose für verschiedene Altersgruppen dargestellt. Zum Vergleich sind Zahlen des statistischen Bundesamts für das Jahr 2012 abgebildet. Diese gelten für alle Patienten (212.304), die im Jahr 2012 in Deutschland einen endoprothetischen Hüftgelenkersatz erhalten haben [50].

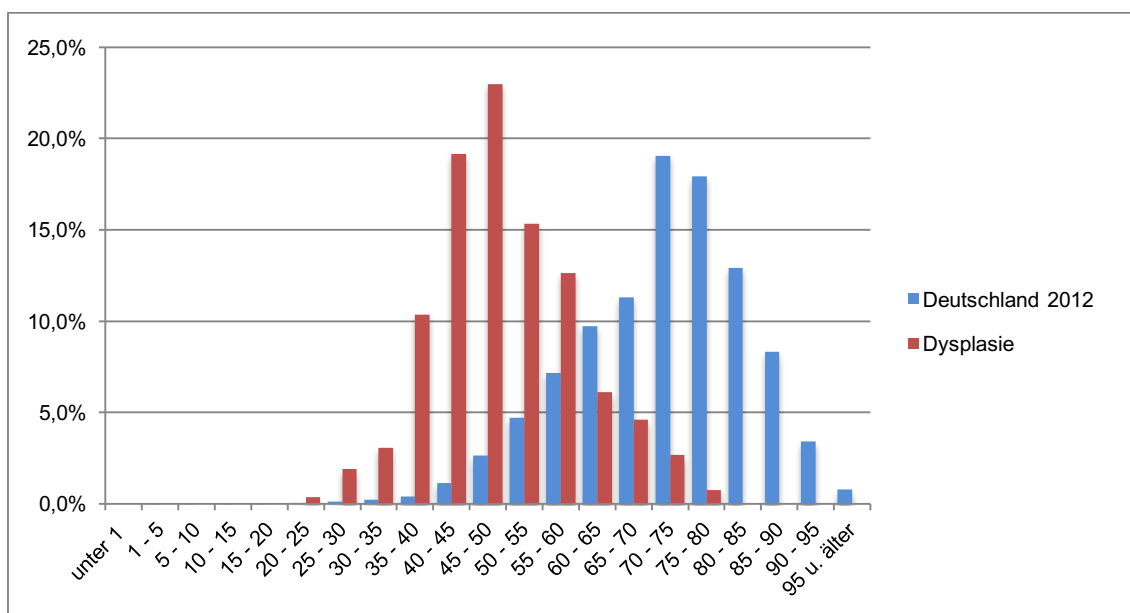


Abbildung 4-1: Vergleich mit Daten des statistischen Bundesamts: Patientenalter zu OP-Zeitpunkt

Es wird anhand dieses Diagramms deutlich, dass der OP-Zeitpunkt für eine Hüftprothesenimplantation bei den Patienten mit Dysplasiecoxarthrose in deutlich jüngeren Lebensjahren liegt, in denen die Patienten aktiver sind. Die nachhaltige und optimale Wiederherstellung der Hüftgelenksfunktion ist somit von besonderer Bedeutung.

Die Patienten, bei denen zuvor eine Umstellungsosteotomie des Femurs bzw. eine Femurosteotomie sowie eine Vor-OP am Beckenknochen durchgeführt wurde, sind signifikant jünger als die, die nicht voroperiert wurden.

Retrospektiv lässt sich jedoch nicht ermitteln, ob der frühere Operationszeitpunkt in diesen Fällen als Folge der Voroperation zu interpretieren ist oder auf einen schwerwiegenderen Grad der Erkrankung, die auch schon zur Voroperation geführt hat, zurückzuführen ist. Weiterhin liegen keine Informationen dazu vor, wie hoch der Anteil der Patienten nach femoraler Osteotomie infolge einer Hüft dysplasie ist, die auch einen endoprothetischen Hüftgelenkersatz erhalten haben.

#### **4.4. Vergleich: männliche und weibliche Femora**

Im Vergleich zwischen den Geschlechtern zeigt sich, dass die männlichen Femora größere Ausmaße annehmen: Femurkopfdurchmesser, femorales Offset, Femurhalslänge, Femurkopfhöhe, Höhe des Trochanter major sowie Abstand des Isthmus vom Trochanter minor (= Isthmusposition) sind signifikant größer als bei Frauen. Ebenso sind die auf sechs verschiedenen Ebenen gemessenen extrakortikalen Femurbreiten signifikant größer bei männlichen Femora.

Projizierter und reeller CCD-Winkel sind in etwa gleich groß, es liegen hier keine signifikanten Unterschiede vor. Der reelle Antetorsionswinkel ist zwar bei den weiblichen Patienten durchschnittlich um 6,29 ° kleiner, jedoch ohne statistische Signifikanz.

Da nur fünf verwertbare Rippstein-Aufnahmen bei Männern vorlagen, konnten die Werte für den reellen CCD-Winkel und AT-Winkel jedoch auch nur für fünf männliche Femora ermittelt werden. Ein eventueller Typ-2-Fehler kann in diesem Fall nicht ausgeschlossen werden, d.h. ein möglicher signifikanter Unterschied könnte aufgrund der kleinen Stichprobengröße übersehen worden sein.

In der mediolateralen Ausdehnung unterscheiden sich die durchschnittlichen Markkanalbreiten bis auf eine Ausnahme signifikant: die männlichen Markkanäle sind breiter. Auf +20mm-Niveau ist die mittlere Markkanalbreite der Männer ebenfalls größer, jedoch statistisch nicht signifikant.

Der die Verjüngung der Markkanalform beschreibende Canal Flare Index ist nach der CFI<sub>20</sub>-Definition bei den Frauen signifikant größer, es liegen signifikant mehr Champagnerglas-Markkanäle bei den Frauen vor. Bei der CFI<sub>35</sub>-Definition sind diese signifikanten Unterschiede nicht zu beobachten. Gleiches gilt für den metaphysären Canal Flare Index: der MCFI<sub>20</sub> ist bei den Frauen signifikant größer, bei dem MCFI<sub>35</sub> liegen jedoch keine signifikanten Unterschiede vor.

Eine mögliche Erklärung für diese widersprüchlichen Beobachtungen sind die mit dem Geschlecht assoziierten signifikant verschiedenen Femurkopfhöhen, die für die Lagebestimmung des +35%-Niveaus von Bedeutung sind. Bei den kleineren weiblichen Femora liegt das +20mm-Niveau weiter proximal und somit weiter von der +35%-Ebene entfernt als bei den männlichen.

Da der Markkanal sich nach proximal in seiner mediolateralen Ausdehnung verbreitert, werden somit in Relation zu den insgesamt kleineren Femurausmaßen größere Messwerte für das +20mm-Niveau ermittelt. Die Verwendung einer starr-definierten Bezugsebene wie das +20mm-Niveau setzt somit streng genommen für eine Vergleichbarkeit der Werte in etwa gleich große Femora voraus.

Medialer Cortexwinkel und -radius, Cortical Index und CE-Winkel sind nicht signifikant verschieden.

Die unterschiedliche Morphologie des proximalen Femurs bei der Dysplasiecoxarthrose lässt sich zwischen den Geschlechtern wie folgt zusammenfassen: männlich Femora sind in ihren äußeren und inneren Ausmaßen größer, die Form unterscheidet sich jedoch nicht.

Die Unterschiede zwischen männlichem und weiblichem Geschlecht stimmen weitgehend mit den Beobachtungen von Noble et al. an Röntgenbildern von Leichenfemora, bei denen keine Hinweise auf ein eventuelles vorhergehendes Trauma oder eine sonstige skelettale Fehlbildung vorlagen, überein [41]. Insgesamt wurden vier Gruppen mit je 20 Femora, unterteilt nach Geschlecht und Alter (jung: 40 - 60 Jahre, alt: 60 - 90 Jahre), untersucht.

Männliche Femora waren sowohl von ihren extrakortikalen wie endostalen Ausmaßen her größer als die weiblichen. Der Canal Flare Index nach CFI<sub>35</sub>-Definition unterschied sich zwischen den Geschlechtern ebenfalls nicht signifikant.

Anders verhielt sich der MCFI<sub>35</sub> (in der Studie bezeichnet als „Canal width ratio: proximal to lesser trochanter / distal to lesser trochanter“), der insgesamt im Vergleich zwischen männlichen und weiblichen Femora signifikant unterschiedlich, d.h. bei den Frauen kleiner war. Bei näherer Betrachtung zeigte sich, dass die Gruppen „männlich jung“, „männlich alt“ und „weiblich jung“ sich in der Form des metaphysären Markkanals nicht signifikant unterschieden, wohl aber die Gruppe „weiblich alt“.

Das durchschnittliche Alter der im Rahmen dieser Arbeit untersuchten Femora beträgt 48,9 +/- 9,86 Jahre (weiblich 48,67 +/- 9,72, männlich 50,39 +/- 10,72) und ist somit durchschnittlich eher mit der von Noble et al. als „jung“ bezeichneten Gruppe zu vergleichen. Die unterschiedlichen Beobachtungen bzgl. der Form des metaphysären Markkanals könnten somit auf das unterschiedliche Alter der untersuchten Femora zurückzuführen sein.

#### **4.5. Vergleich: voroperierte - nicht voroperierte Femora**

Femora nach vorhergehender Umstellungsosteotomie und nicht voroperierte Femora unterscheiden sich hinsichtlich Femurkopfdurchmesser und Halslänge nicht signifikant. Die voroperierten Femora weisen durchschnittlich ein signifikant größeres Offset und eine geringere Höhe des Femurkopfes sowie des Trochanter major auf.

Der projizierte CCD-Winkel ist für die Patienten nach Femurosteotomie signifikant kleiner (= varischer) als für die nicht voroperierten, nicht aber der mit Hilfe der Antetorsion errechnete reelle CCD-Winkel. Hier zeigen sich keine signifikanten Unterschiede zwischen den beiden Gruppen. Anzumerken ist jedoch, dass nicht für alle Patienten eine verwertbare Rippsteinaufnahme vorlag, so dass die reellen Winkel nicht für alle Femora bestimmt werden konnten. Der mittlere reelle Antetorsionswinkel ist nach vorhergehender Femurosteotomie um durchschnittlich 8,94° geringer. Voroperierte und nicht voroperierte Femora scheinen sich somit bezüglich des Schenkelhalswinkels nicht zu unterscheiden, wohl aber bezüglich der Antetorsion. Das Abweichen des projizierten CCD-Winkels könnte somit vielmehr auf die unterschiedliche Antetorsion osteotomierter und nicht osteotomierter Femora zurückzuführen sein, die zu einem verschieden ausgeprägten Abbildungsfehler auf den im anterior-posterioren Strahlengang angefertigten Aufnahmen führt. Ebenso könnte das größere durchschnittliche femorale Offset bei den voroperierten Patienten auch durch die geringere Antetorsion begünstigt sein. Gleiches gilt für die Halslänge, die in der a.p.-Darstellung zwischen den beiden Gruppen nicht signifikant verschieden ist.

Als Folge einer Derotations-Varisierungsosteotomie des proximalen Femurs würde man neben einer geringeren Antetorsion auch kleinere Schenkelhalswinkel bei den voroperierten Femora erwarten. Vergangene Untersuchungen haben jedoch gezeigt, dass es nach varisierenden, derotierenden Osteotomien meist zu einer Wiederaufrichtung der Schenkelhalsachse kommt, so dass man auch von einer „Revalgisierung“ spricht. Die Antetorsion ist von diesem Phänomen nur im geringen Maße betroffen [9, 36, 51].

Der Isthmus liegt bei den Femora nach Osteotomie um 5,61 mm signifikant weiter distal. Das Femur ist bei den voroperierten Patienten auf Höhe aller Messebenen breiter, wenn auch auf Höhe des Isthmus nicht signifikant. Ebenso ist der Markraum auf allen Ebenen bei den voroperierten Femora breiter, mit Ausnahme des +35%-Niveaus sind die Unterschiede überall signifikant. Die Ausmaße des voroperierten Femurschafts sind somit, abgesehen von den beiden Ausnahmen, im Allgemeinen größer als die der nicht voroperierten.

Der mittlere Canal Flare Index ist bei den voroperierten Femora nach CFI<sub>20</sub>-Definition größer, nach CFI<sub>35</sub>-Definition kleiner als bei den nicht voroperierten. Diese Unterschiede sind jedoch statistisch nicht signifikant.

Anders sieht es bei der Verteilung der drei Markkanalformen aus. Es liegen nach CFI<sub>20</sub>-Definition bei den voroperierten Femora signifikant mehr Markkanäle mit Champagnerglasform vor, dafür ist die Normalform seltener zu finden. Die Ofenrohrform ist bei den voroperierten Femora ebenfalls häufiger vertreten, dieser Unterschied ist jedoch nicht signifikant.

Die Verteilung der Kanalformen nach CFI<sub>35</sub>-Definition verhält sich gegensätzlich: Es liegen signifikant mehr Ofenrohrform-Femora zulasten der Normalform-Femora vor. Hier ist aber auch die Champagnerglasform, ebenfalls jedoch nicht signifikant, häufiger.

Die Unterschiede zwischen den beiden CFI-Definitionen bei den Verteilungen der Kanalformen lassen sich möglicherweise auf die verschiedenen Femurkopfhöhen der beiden Gruppen zurückführen. Ähnlich wie bei der Gegenüberstellung von männlichem und weiblichem Geschlecht liegen bei den voroperierten und nicht voroperierten Patienten unterschiedliche Femurkopfhöhen vor. Dadurch liegt das +20mm-Niveau weiter proximal bei den voroperierten Femora, es werden daher auf dieser Ebene größere Markkanalbreiten bestimmt, die in den Canal Flare Index einfließen. Für die Interpretation der Markkanalform ist daher auch hier die CFI<sub>35</sub>-Definition zu bevorzugen.

Die Mittelwerte für den MCFI<sub>20</sub> und MCFI<sub>35</sub> verhalten sich ebenso gegensätzlich. Der MCFI<sub>20</sub> ist bei den voroperierten Femora signifikant größer, der MCFI<sub>35</sub> signifikant kleiner als bei den nicht voroperierten. Wie oben bereits erläutert, ist auch hier die Verwendung der +35%-Ebene zur Bestimmung der proximalen Markkanalbreite zu bevorzugen. Folglich sind die Markkanäle im Bereich der Metaphyse nach Voroperation „gerader“.

Die mediale Krümmung des Markkanals im Übergangsbereich von Femurhals und proximaler Femurmetaphyse weist für die voroperierten Femora ebenfalls Unterschiede auf. Es liegen ein signifikant kleinerer mittlerer medialer Cortexwinkel und -radius vor. Die mediale Krümmung ist bei den Femora nach Osteotomie stärker ausgeprägt.

Der signifikant verschiedene Cortical Index weist darauf hin, dass die Kortikalis im Verhältnis zum Markkanal bei voroperierten Femora schmaler ist als bei den nicht voroperierten.

Nach eigener Kenntnis gibt es keine Untersuchungen zur Morphologie des Femurs bei der Dysplasiecoxarthrose nach Osteotomie als gelenkverbessernde Maßnahme.

In Bezug auf mögliche Schwierigkeiten bei der Implantation eines totalendoprothetischen Hüftgelenkersatzes nach femoraler Osteotomie haben Boos et al. [6] hervorgehoben, dass die Durchführung der operativen Versorgung voroperierter Femora durch die veränderte Anatomie technisch anspruchsvoller sein kann. Im Vergleich zu einer nicht voroperierten Kontrollgruppe waren die Operationszeiten bei den osteotomierten Femora signifikant länger. Die Operationen wurden nach der subjektiven Bewertung des Operateurs in vier verschiedene Schwierigkeitsgrade unterteilt, hierbei wurden bei den voroperierten Patienten signifikant mehr Eingriffe als „schwierig“ oder „sehr schwierig“ eingeordnet. Dennoch haben sich keine signifikanten Unterschiede bzgl. perioperativer Komplikationen ergeben. Ebenso konnte keine signifikant höhere Revisionsrate bei den voroperierten Femora beobachtet werden. Die 10-Jahresüberlebensrate für die Endoprothesen bei den voroperierten Patienten lag mit 81,9 % unter der für die Kontrollgruppe mit 89,9 %, dieser Unterschied ist jedoch statistisch nicht signifikant.

In weiteren Studien zur endoprothetischen Versorgung des Hüftgelenks nach Femurosteotomie wird zumeist auf mögliche Komplikationen und die klinischen Ergebnisse eingegangen, die Morphologie des Femurs nach Voroperation wird nicht erläutert [5, 22].

Benke et al. beschrieben ebenfalls mögliche chirurgische Schwierigkeiten bei der endoprothetischen Versorgung von osteotomierten Femora. Das klinische Ergebnis der endoprothetischen Versorgung nach femoraler Osteotomie wurde im Vergleich zur primären endoprothetischen Versorgung als unterlegen beschrieben [5].

Ferguson et al. zeigten anhand der Untersuchung von 305 Hüften, bei denen ein endoprothetischer Hüftgelenkersatz durchgeführt wurde und bei denen zuvor eine intertrochantäre Osteotomie erfolgte, dass während der Operation am voroperierten Femur mit technischen Komplikationen zu rechnen ist: es lag eine Komplikationsrate von 23 % vor [22].

#### **4.6. Klassifikation nach Hartofilakidis**

Die Morphologie des proximalen Femurs weist zwischen den Dysplasieschweregraden nach Hartofilakidis Unterschiede auf, insbesondere die hoch dislozierten Klasse-C-Femora lassen sich als signifikant verschieden in ihrer Form und ihren Ausmaßen charakterisieren.

Der Femurkopfdurchmesser ist bei den Klasse-C-Femora signifikant kleiner als bei denen der Klasse A und B. Ebenso sind femorales Offset, Halslänge, Femurkopfhöhe und Höhe des Trochanter major bei den hoch dislozierten Femora zumindest signifikant kleiner als bei der Klasse A.

Der Femurkopfdurchmesser gering dislozierter Femora ist im Vergleich zur Klasse A in etwa gleich groß; auch die Femurkopfhöhe unterscheidet sich zwischen diesen beiden Gruppen nicht signifikant. Femorales Offset, Halslänge sowie Höhe des Trochanter major hingegen sind für die Klasse B signifikant kleiner als für die Klasse A.

Der vertikale Abstand zwischen Femurkopf und Trochanter major gilt bei einem Signifikanzniveau  $\alpha =$  von 0,05 mit einem p-Wert von 0,051 knapp als nicht signifikant verschieden für die verschiedenen Hartofilakidis-Schweregrade. Insgesamt gilt für alle Klassen, dass der Femurkopfmittelpunkt unterhalb der Trochanter-major-Spitze liegt, wobei der Kopf in der Klasse C durchschnittlich am tiefsten liegt.

Auch die Isthmusposition unterscheidet sich nicht signifikant zwischen den Gruppen mit  $p = 0,06$ . Klasse A und B sind in etwa identisch, Klasse C weist durchschnittlich die proximalste Isthmusposition auf.

Aufgrund der Stichprobengröße von Klasse C könnte die fehlende Signifikanz möglicherweise auf einen Typ-2-Fehler zurückzuführen sein.

In der Klasse B liegen signifikant größere Werte für den projizierten CCD-Winkel vor als in den Klassen A und C. Der projizierte CCD-Winkel ist in Klasse C am kleinsten, signifikante Unterschiede zu A liegen nicht vor.

Für die Klasse B lagen nur vier und für die Klasse C nur sieben verwertbare Rippstein-Aufnahmen vor. Dementsprechend konnten der reelle CCD-Winkel und der reelle Antetorsionswinkel auch nur für diese Fälle bestimmt werden. Für den realen CCD-Winkel konnte dennoch gezeigt werden, dass die Klasse C varischer ist als die Klasse A. Die Klasse B ist auch hier im Vergleich zu A und C am valgischsten, jedoch ohne statistische Signifikanz. Dies könnte auf die geringe Stichprobengröße zurückzuführen sein.

Die Antetorsion nimmt von Klasse A zu C zu: signifikant ist hier der Unterschied zwischen Klasse A und C.

Die mittleren mediolateralen Femurbreiten nehmen durchschnittlich mit zunehmendem Dysplasieschweregrad nach Hartofilakidis ab. Klasse-C-Femora sind auf allen gemessenen Ebenen signifikant schmaler als die Femora der Klasse A und bis auf Höhe des Isthmus auch signifikant schmaler als die Femora der Klasse B. Einen signifikanten Unterschied zwischen Klasse A und B gibt es nur auf Höhe des Isthmus.

Ähnliches lässt sich bei den mittleren Markkanalbreiten auf allen Messebenen beobachten. Klasse A und B unterscheiden sich auf keinem der sechs untersuchten Messniveaus. Hoch dislozierte Klasse C Femora besitzen dagegen signifikant kleinere Markkanäle als die der Klasse A und B.

Neben Unterschieden in den Ausmaßen des Markkanals liegen auch Unterschiede in der Form vor. Der mittlere Canal Flare Index nach CFI<sub>35</sub>-Definition nimmt mit

zunehmendem Dysplasieschweregrad nach Hartofilakidis ab: Signifikant ist der Unterschied zwischen den Klassen A und C. Der mittlere  $CFI_{35}$  der Klasse C ist um durchschnittlich 0,67 kleiner, somit lässt sich der Markkanal der Klasse-C-Femora als „gerader“ bezeichnen. Die Verteilung der drei verschiedenen Markkanalformen innerhalb der einzelnen Hartofilakidis-Klassen bestätigt diese Beobachtung: In der Klasse C, aber auch in der Klasse B, liegen signifikant mehr Femora mit Ofenrohrform vor.

Der proximale Markkanal im Bereich der Metaphyse unterscheidet sich zwischen Klasse A und B. Klasse-B-Femora sind nach  $MCFI_{35}$ -Definition in diesem Bereich „gerader“ als die der Klasse A. Die Klasse-C-Femora weisen in der Verjüngung des proximalen Markkanals keine signifikanten Unterschiede auf.

Der mediale Cortexwinkel ist bei den Klasse-B-Femora am größten und unterscheidet sich signifikant von den Werten für die Klasse A und C. Ebenso sind die Werte für den medialen Cortexradius in der Klasse B am größten, signifikant ist der Unterschied jedoch nur zur Klasse C. Die mediale Krümmung ist in der Klasse B somit am geringsten ausgeprägt, die mediale Markkanalbegrenzung verläuft im Bereich des Femurhals-Diaphysen-Übergangs „gerader“ als die der Klassen A und C. Diese Beobachtung bekräftigt die aus der Interpretation des  $MCFI_{35}$  abgeleitete Schlussfolgerung, dass der proximale Markkanal der Klasse-B-Femora „gerade“ ist.

Hoch dislozierte Femora haben einen signifikant kleineren medialen Cortexradius als die Hartofilakidis-A- und -B-Femora.

Der Cortical Index ist für die Gruppen A und C in etwa gleich groß. Signifikant kleiner ist der Anteil an kortikalem Knochen in der Klasse B.

Die bisher veröffentlichten Studien, die femorale Veränderungen in Abhängigkeit vom Dysplasieschweregrad untersucht und beschrieben haben, verwendeten für die Einteilung die Klassifikation nach Crowe [2, 42, 44, 52] und haben keine voroperierten Femora berücksichtigt.

Die Studie von Argenson et al. wurde mit Hilfe von CT-Datensätzen und konventionellen Röntgenbildern durchgeführt und ist die einzige, die umfangreich femorale Veränderungen bei kaukasischen Patienten bei Vorliegen einer Dysplasiecoxarthrose beschreibt [2].

Wie in den eigenen Untersuchungen wurde ebenfalls ein geringeres femorales Offset mit höherem Schweregrad der Erkrankung beschrieben [2]. Ähnliche Beobachtungen wurden auch zum (wenn auch nur projizierten) CCD-Winkel gemacht: varischere CCD-Winkel lagen in den hoch dislozierten Klassen III und IV vor, in den niedrig-dislozierten Klassen lag durchschnittlich ein höherer Schenkelhalswinkel vor [2]. Im Gegensatz zu den eigenen Untersuchungen konnten zwischen den einzelnen



Dysplasieschweregraden keine Unterschiede bzgl. der Antetorsion festgestellt werden, es wurde jedoch auf die allgemein große Schwankungsbreite in allen Crowe-Klassen hingewiesen [2]. Die durchschnittliche Form des Femurs, die Position des Isthmus, die mediolateralen Maße des Markkanals, der Canal Flare Index (CFI<sub>20</sub>) sowie Femurkopfdurchmesser wurden für alle Crowe-Dysplasieschweregrade als ähnlich beschrieben [2]. Es sind folglich Gemeinsamkeiten zu den eigenen Untersuchungen festzuhalten, die ausgeprägten Unterschiede in Größe und Form insbesondere der hoch dislozierten Femora sind jedoch nicht beschrieben worden. Es ist allerdings auch festzuhalten, dass Argenson et al. die Hüften der Crowe-Klassen III und IV zusammengefasst und als eine Gruppe definiert haben. Es ist dadurch nicht ersichtlich, wie viele Hüften tatsächlich den Klassen III und IV zuzuordnen sind. Somit könnten eventuelle Unterschiede bei den über 100% dislozierten Femora verborgen geblieben sein.

Robertson et al. haben die CT-Datensätze von 24 dysplastischen Hüften von am Femur nicht voroperierten japanischen Patienten untersucht, auch hier wurden Klasse III und IV als eine Gruppe zusammengefasst [44]. Dabei wurden verschiedene, die Form und Größe des Femurs beschreibende, Parameter bestimmt. Zwischen den unterschiedlichen Dysplasieschweregraden nach Crowe konnten jedoch keine signifikanten Unterschiede nachgewiesen werden [44].

Sugano et al. untersuchten CT-Datensätze von 35 dysplastischen Hüften ohne radiologische Anzeichen arthrotischer Veränderungen von erwachsenen japanischen Frauen, wobei zur Schweregradeinteilung die Klassifikation von Crowe verwendet wurde [52]. Es wurden dabei die Hüften mit vorliegendem Crowe-Grad II und III in eine Gruppe zusammengefasst. Femora der Klasse I, II/III sowie IV wiesen dabei untereinander signifikante Unterschiede in den äußeren Ausmaßen und der Form auf [52]. Die am höchsten dislozierten Femora der Klasse IV sind, ähnlich wie die Hartofilakidis-Klasse-C-Femora der eigenen Untersuchungen, insgesamt kleiner als die Femora der anderen Klassen. So wurde ebenfalls eine mit zunehmendem Dysplasieschweregrad abnehmende Halslänge beschrieben. Die Femurkopfhöhe ist in den Klassen II/III und IV signifikant kleiner als in Klasse I. Der Kopfdurchmesser der Klasse-IV-Femora ist auch in den Untersuchungen von Sugano et al. durchschnittlich am kleinsten, unterscheidet sich jedoch nur signifikant zur Klasse II/III, welche im Gegensatz zu den Klasse-B-Femora der eigenen Untersuchungen durchschnittlich den signifikant größten Femurkopfdurchmesser aufweist. Wie auch in den eigenen Untersuchungen liegt der femorale Isthmus bei den hoch dislozierten Femora der japanischen Patienten weiter proximal, es konnte statistische Signifikanz hierfür nachgewiesen werden. Außer auf Isthmushöhe sind die Markkanalbreiten der hoch

dislozierten Femora auf allen Ebenen (Trochanter minor, +35%- und -35%-Ebene) als signifikant kleiner als die der geringer- bzw. nicht dislozierten Femora beschrieben. Sugano et al. bestimmten die extrakortikalen, mediolateralen Femurbreiten der Diaphyse: hoch dislozierte Femora weisen auch hier kleinere Werte auf.

Die von Sugano et al. ermittelten durchschnittlichen  $CFI_{35}$  sind vergleichbar mit den eigenen Werten: so gilt auch für die japanischen Frauen, dass bei den hoch dislozierten Klasse-IV-Femora signifikant kleinere  $CFI_{35}$  vorliegen, d.h. die Markkanäle sind „gerader“ [52].

Ähnlich wie bei den eigenen Untersuchungen verhält sich der von Sugano et al. bestimmte CCD-Winkel [52]: Die hoch dislozierten Klasse-IV-Femora weisen im Vergleich zur Klasse I varischere Schenkelhalswinkel auf. Wie auch Argenson et al. konnten Sugano et al. für die Antetorsion der verschiedenen Klassen keine signifikanten Unterschiede feststellen [2, 52].

Noble et al. haben die bislang umfangreichsten Untersuchungen zur Morphologie des Femurs bei der kongenitalen Hüftdysplasie anhand von CT-Datensätzen von 207 (154 mit Hüftdysplasie, 53 ohne Hüftdysplasie) japanischen Frauen ohne radiologische Zeichen einer Coxarthrose durchgeführt [42]. Auch in dieser Studie wurde die Crowe-Klassifikation zur Einteilung des Dysplasieschweregrads verwendet und wie auch bei Sugano et al. wurden die Klassen II und III als eine Vergleichsgruppe zusammengefasst [42, 52]. Signifikante Unterschiede in der Morphologie des Femurs wurden für die verschiedenen Crowe-Klassen jedoch nur im Vergleich zu einer gesunden Kontrollgruppe angegeben, für den Vergleich zwischen den einzelnen Dysplasie-Klassen sind lediglich Mittelwerte und Standardabweichungen angegeben [42]. Zusammenfassend beschreiben Noble et al. die Femora mit zunehmendem Crowe-Schweregrad als hypoplastischer, deformierter im Femurkopfbereich und vom Markkanal her „gerader“ bei Vorliegen einer dünneren Kortikalis [42]. Ohne die Kenntnis einer statistischen Signifikanz zwischen den einzelnen Dysplasiegruppen ist mit zunehmender Crowe-Klasse eine Abnahme der mittleren Werte für die Femurkopfhöhe, des medialen Offset des Femurkopfes, der Halslänge, des CCD-Winkel und der extrakortikalen, mediolateralen Femurbreite auf Höhe des Isthmus zu beobachten. Die mediolateralen Markkanalbreiten (auf den Ebenen: Trochanter minor, +35%- und -35%-Ebene) sind in der Klasse IV mit Ausnahme des Isthmuspneaus am kleinsten. Für den  $CFI_{35}$  wurden für die Klassen I, II und III in etwa gleich große Mittelwerte angegeben. Die Klasse-IV-Femora sind hingegen, wie auch in den eigenen Untersuchungen die Klasse-C-Femora, „gerader“ und haben einen kleineren mittleren  $CFI_{35}$ .

Auch wenn in den Untersuchungen von Noble et al. die signifikanten Unterschiede zwischen den unterschiedlichen Dysplasieschweregraden nicht hervorgehoben werden, konnte gezeigt werden, dass bereits bei geringem Dysplasieschweregrad signifikante Unterschiede des proximalen Femurs im Vergleich zu gesunden Hüften vorliegen [42].

Zusammenfassend lässt sich feststellen, dass in den vorhergehenden Studien viele Gemeinsamkeiten, insbesondere in Bezug auf die hoch dislozierten Femora, mit den eigenen Ergebnissen zu finden sind. Gleichzeitig lassen sich aber auch einige Unterschiede, beispielsweise bei der Antetorsion, zwischen den verschiedenen Schweregraden der Erkrankung beobachten. Die Komplexität der femoralen Veränderungen bei der Hüft dysplasie wird durch die verschiedenen Beobachtungen deutlich.

#### **4.7. Klassifikation**

Für die Beschreibung der dysplastischen Hüfte beim Erwachsenen wurden verschiedene Klassifikationssysteme vorgeschlagen [15, 21, 24, 27, 30]. Die Klassifikationen nach Hartofilakidis und Crowe sind dabei am bekanntesten und am meisten verbreitet [18, 59]. Beiden Systemen ist gemein, dass sie den Schweregrad der Erkrankung über das Ausmaß der Luxation des Femurkopfes zum Becken bzw. Acetabulum definieren. Die Crowe-Klassifikation ermöglicht dabei eine quantitative Kategorisierung anhand definierter Referenzpunkte, wohingegen mit Hilfe der Klassifikation nach Hartofilakidis vielmehr eine qualitative Einteilung möglich ist. Aufgrund dieser unterschiedlichen Eigenschaften bieten beide Systeme sowohl Vor- als auch Nachteile.

In mehreren Studien wurde gezeigt, dass sich sowohl die Crowe- als auch die Hartofilakidis-Klassifikation durch eine gute Übereinstimmung zwischen verschiedenen Untersuchern („interobserver reliability“) sowie Reproduzierbarkeit („intraobserver reliability“) auszeichnen [18, 32, 59].

Für die korrekte Klassifikation nach Crowe ist die komplette Darstellung des Beckens erforderlich. Mitunter kann es schwierig sein, die für die Klassifikation benötigten anatomischen Landmarken wie die Köhler-Tränenfigur oder den Kopf-Hals-Übergang des Femurs zu identifizieren [18, 59].

Die Hartofilakidis-Klassifikation ermöglicht auch Aussagen zur Morphologie des Acetabulums, wohingegen die Crowe-Klassifikation einen höheren Luxationsgrad des Femurs, unabhängig von der Morphologie des Acetabulums, einem höheren Schweregrad der Erkrankung gleichsetzt [59].

Im klinischen Versorgungsalltag besitzt die Hartofilakidis-Klassifikation zudem den Vorteil, dass sie ohne Hilfsmittel erhoben werden kann, für die qualitative Einordnung in die drei verschiedenen Klassen sind keine vorhergehenden Vermessungen notwendig.

In der folgenden Kreuztabelle ist die Verteilung der untersuchten Hüften nach den beiden Klassifikationen gegenübergestellt. Es zeigt sich, dass sich einzelne Crowe-Klassen nicht einzelnen Hartofilakidis-Klassen zuordnen lassen. So besteht z.B. bei der Crowe-Klasse I oder II die Möglichkeit, dass eine sogenannte tiefe Dislokation mit Sekundärpfanne nach Hartofilakidis vorliegt. Ebenso ist es aber auch möglich, dass aufgrund starker Deformierung bzw. Destruktion des Femurkopfes der Hals-Kopf-Übergang des Femurs im Verhältnis zur Köhler-Tränenfigur trotz fehlender Dislokation des Femurkopfes weiter proximal liegt. Es zeigt sich somit, dass die Klassifikation nach Crowe hinsichtlich der Pathologie des Acetabulums keine zuverlässigen Aussagen zulässt.

	Klassifikation nach Crowe				Gesamt
	I	II	III	IV	
Klassifikation A	215	5	0	0	220
nach B	3	19	6	0	28
Hartofilakidis C	0	0	2	11	13
Gesamt	218	24	8	11	261

**Tabelle 4-1: Kreuztabelle: Klassifikation nach Crowe - Klassifikation nach Hartofilakidis**

Bei 41 % der untersuchten Hüften ist vor Implantation des endoprothetischen Gelenkersatzes eine gelenkverbessernde Operation am Femur- oder Beckenknochen durchgeführt worden. Die beiden etablierten Klassifikationen nach Crowe und Hartofilakidis bieten keine Informationen über etwaige Voroperationen.

Gaston et al. haben auf diese Limitation der etablierten Klassifikationssysteme hingewiesen und schlagen daher eine neue Klassifikation vor, die zwischen einer femoralen und acetabulären Komponente unterscheidet und die Möglichkeit bietet, Acetabulum und Femur nach Voroperation in eigene Kategorien zu klassifizieren (s. auch 1.4) [24]. Allerdings hat dieses Konzept den Nachteil, dass die Zuordnung in die Kategorien „nach vorhergehender OP“ keine Rückschlüsse mehr zu einer möglichen, gleichzeitig bestehenden (Sub-)Luxation des Femurs zulässt.

In verschiedenen Studien konnten morphologische Unterschiede des proximalen Femurs im Abhängigkeit vom (Sub-)Luxationsgrad, d.h. in Abhängigkeit vom Schweregrad nach Crowe, beschrieben werden [2, 42, 44, 52]. Die eigenen

Untersuchungen bestätigen diese Beobachtungen, sie beschreiben die Formveränderungen des Femurs jedoch abhängig vom Hartofilakidis-Grad. Beide Klassifikationen vermitteln Informationen darüber, welche femoralen Besonderheiten, insbesondere bei hoch dislozierten Femora, der Operateur zu erwarten hat.

Die Klassifikation nach Hartofilakidis bietet den Vorteil, dass sie eine qualitative Einteilung des Dysplasieschweregrads ermöglicht und ohne weitere Hilfsmittel zu erheben ist. Weiterhin erlaubt sie, neben dem (Sub-)Luxationsgrad des Femurs, Aussagen zum Acetabulum zu treffen.

Die Limitationen bei voroperierten Femora bzw. Acetabula lassen sich durch Hinzufügen einer Erweiterung zu den Hartofilakidis-Klassen A, B und C beseitigen. Femorale Voroperationen können durch das Suffix „f“, acetabuläre Voroperationen durch das Suffix „a“ gekennzeichnet werden. Somit lassen sich im Gegensatz zur Klassifikation nach Gaston et al. Voroperationen festhalten, ohne einen Informationsverlust über das Ausmaß der vorliegenden Dislokation in Kauf zu nehmen. Eine Erweiterung einer etablierten Klassifikation wie der nach Hartofilakidis erleichtert zudem eine Vergleichbarkeit mit bestehenden Untersuchungen zur Dysplasiecoxarthrose bzw. Hüft dysplasie beim Erwachsenen.

Die nachfolgende Tabelle schlüsselt die Verteilung der in dieser Arbeit untersuchten Hüften nach der erweiterten Klassifikation auf.

Hartofilakidis											
A				B				C			
A	A <sub>f</sub>	A <sub>a</sub>	A <sub>fa</sub>	B	B <sub>f</sub>	B <sub>a</sub>	B <sub>fa</sub>	C	C <sub>f</sub>	C <sub>a</sub>	C <sub>fa</sub>
129	23	42	26	13	7	4	4	12	0	1	0

Tabelle 4-2: erweiterte Klassifikation nach Hartofilakidis

## 5. Zusammenfassung

Die kongenitale Hüftdysplasie gilt als die häufigste Ursache einer sekundären Coxarthrose. Eine der Hauptsäulen der Therapie der Dysplasiecoxarthrose ist der totalendoprothetische Hüftgelenkersatz. Hierbei stellen, im Vergleich zur totalendoprothetischen Versorgung der primären Coxarthrose, u.a. auch Veränderungen in der Morphologie des proximalen Femurs große Herausforderungen dar. Darüber hinaus sind bei vielen Patienten mit einer Dysplasiecoxarthrose bereits gelenkverbessernde Voroperationen am Becken oder Femur durchgeführt worden.

Ziel dieser Arbeit war es, die Morphologie des proximalen Femurs bei der Dysplasiecoxarthrose unter Berücksichtigung voroperierter Hüften anhand vorliegender, konventioneller Röntgenbilder zu beschreiben. Hierfür wurden präoperative a.p.-Hüft- und Beckenaufnahmen von 261 Hüften (225 weiblich, 36 männlich) mit einer Dysplasiecoxarthrose ausgewertet, die im Klinikum Dortmund einen totalendoprothetischen Gelenkersatz erhalten haben. Bei 81 versorgten Hüftgelenken erfolgte präoperativ eine Rippstein-II-Aufnahme, die ebenfalls ausgewertet wurden. Das durchschnittliche Alter zum OP-Zeitpunkt lag bei 48,9 Jahren (jüngster Patient 24 Jahre, ältester 78 Jahre). Nach Hartofilakidis-Klassifikation ließen sich 218 der untersuchten Hüften (= 84,3 %) der Klasse A, 28 (= 10,7 %) der Klasse B und 13 (= 5 %) der Klasse C zuordnen. Bei 107 der 261 (= 41 %) untersuchten Hüftgelenke fanden bereits Voroperationen am Becken- und/oder Femurknochen statt (77 voroperierte Becken, 60 voroperierte Femora).

Die Auswertung der Messparameter zeigte keine geschlechtsabhängigen Unterschiede in der Morphologie, jedoch sind die männlichen Femora in ihren äußeren und inneren Ausmaßen größer als die weiblichen.

Es hat sich weiterhin gezeigt, dass die Femora bei der Dysplasiecoxarthrose in Abhängigkeit vom Dysplasieschweregrad nach Hartofilakidis hinsichtlich ihrer Morphologie eine große Varianz aufweisen. Insbesondere die hoch dislozierten Klasse-C-Femora sind in ihrer Form und ihren Ausmaßen signifikant verschieden. So sind u.a. die hoch dislozierten Femora in ihren Ausmaßen kleiner, weisen eine größere Antetorsion auf und haben eine geradere und schlankere Markkanalform als die nicht dislozierten Femora.

Auch femorale Voroperationen beeinflussen die Form des proximalen Femurs. So ist die Antetorsion der voroperierten Femora geringer als bei den nicht voroperierten, bezüglich des CCD-Winkels liegen jedoch keine signifikanten Unterschiede vor. Das Offset des Kopfes der voroperierten Femora ist signifikant größer. Die Ausmaße des Markkanals sind im Allgemeinen breiter. Beim mittleren Canal Flare Index zeigen sich keine signifikanten Unterschiede, wohl aber in der Verteilung der drei

Markkanalkonfigurationen „normal“, „Ofenrohr“ und „Champagnerglas“: Es liegen signifikant mehr Ofenrohrform-Femora zulasten der Normalform-Femora vor.

Die geläufigsten radiologischen Klassifikationssysteme der Hüftdysplasie bei Erwachsenen sind die Crowe- und die Hartofilakidis-Klassifikation. Beide Systeme berücksichtigen jedoch nicht das voroperierte dysplastische Hüftgelenk.

In den eigenen Untersuchungen wurde die Klassifikation nach Hartofilakidis et al. bevorzugt. Um die Besonderheiten voroperierter Hüftgelenke einzubeziehen, ist eine Erweiterung der Klassifikation zu empfehlen. So lassen sich die Limitationen bei voroperierten Femora bzw. Acetabula durch Hinzufügen einer Erweiterung zu den Hartofilakidis-Klassen A, B und C beseitigen. Femorale Voroperationen können durch das Suffix „f“, Voroperationen am Becken durch das Suffix „a“ und vorausgegangene Operationen an Becken- und Femurknochen mit dem Suffix „fa“ gekennzeichnet werden.

## 5.1. Summary

Developmental dysplasia of the hip is considered the most common cause of secondary coxarthrosis. A mainstay of therapy for osteoarthritis secondary to developmental dysplasia of the hip (DDH) is total hip arthroplasty. Differences in the femoral morphology of dysplastic hips can be demanding challenges for total hip prosthesis implantation. Furthermore, many patients with DDH have undergone previous surgical procedures on the femur or on the acetabulum as a treatment of the affected hip.

The aim of this study was the description of the proximal femoral morphology in coxarthrosis secondary to DDH in due consideration of previously operated hips. For this purpose, preoperative anteroposterior radiographs of the pelvis and hip of 261 hips (225 female, 36 male) with DDH were analyzed. The dysplastic hips were treated with total hip replacement in the department of orthopedic surgery of the Klinikum Dortmund. In 81 cases, preoperative radiographs in the Rippstein II projection were performed. Those X-ray images were analyzed as well.

The patients' mean age was 48.9 years (range, 24 – 78). According to the classification of Hartofilakidis et al., 218 (84.3 %) hips could be assigned to class A, 28 (10.7 %) to class B and 13 (5 %) to class C.

The evaluation of the measured parameters shows no differences in proximal femoral morphology between men and women; however, the male dysplastic femora are larger than the female.

Depending on the severity of hip dysplasia, indicated by the three types of the Hartofilakidis classification, the femora show a large variance in morphology. In particular, the femora in type-C hips (high dislocation) are significantly different in their shape and their dimensions. Hartofilakidis type C femora are smaller, have a greater anteversion and a straighter and narrower medullary canal than the femora that show no dislocation.

Moreover, previous femoral operations affect the shape of the proximal femur. The anteversion of femora with previous osteotomy is lower than of those without previous operation, however, the CCD angle does not differ significantly. The femoral offset of the previously operated femora is significantly larger and the dimensions of the medullary canal are generally wider. The mean canal flare index shows no significant difference for either group, but the distribution of the three groups of femoral shape ("normal", "stovepipe" and "champagne-fluted") differs: Among previously operated femora, there are significantly more stovepipe shaped femora at the expense of normal shaped femora.



The most widely used radiographic classification systems of hip dysplasia in adults are the Crowe and the Hartofilakidis classification. However, neither system takes the previously operated dysplastic hip into account.

In this study, the classification of Hartofilakidis et al. was preferred. To include the characteristics of previously operated hip joints, an extension of the classification is recommended. The limitations of the classification in the presence of previously operated femora or acetabula can be overcome by adding a suffix to the Hartofilakidis classes A, B and C.

Previous femoral operations can be identified by the suffix "f" and prior acetabular surgery by the suffix "a". Hip joints with both previous femoral and acetabular operations can be labeled with the suffix "fa".

## 6. Abkürzungsverzeichnis

a.p.	anterior-posterior
ANOVA	Analysis of variance = Varianzanalyse
AT	Antetorsion
bds.	beidseits
CCD-Winkel	Centrum-Collum-Diaphysen-Winkel
CE-Winkel	Centrum-Ecken-Winkel
CFI	Canal Flare Index
CI	Cortical Index
CT	Computertomographie
DXA	Dual Energy X-Ray Absorptiometry
Fa.	Firma
FO	femorales Offset
ges.	gesamt
HK	Femurkopfhöhe
HL	Femurhalslänge
HTM	Höhe des Trochanter major
IBM	International Business Machines Corporation
IP	Isthmusposition
JPEG	Joint Photographic Experts Group
l	links
M	Mittelpunkt
männl. / m	männlich
Max.	Maximum
MCFI	metaphysärer Canal Flare Index
MCR	medialer Cortextradius
MCW	medialer Cortexwinkel
Med.	Median
Min.	Minimum
MK	Markkanal
MW	Mittelwert
N	Stichprobengröße
OP	Operation
QQ-Plot	Quantile-Quantile-Plot
r	rechts
SD	Standardabweichung
SPSS	Statistical Package for the Social Sciences

T. minor

TEP

weibl. / w

Trochanter minor

Totalendoprothese

weiblich

## 7. Abbildungsverzeichnis

Abbildung 2-1: Referenzpunkte zur Kalibrierung .....	8
Abbildung 2-2: Überprüfung der Röntgenbildkalibrierung .....	9
Abbildung 2-3: Femurkopfdurchmesser, .....	10
Abbildung 2-4: femorales Offset.....	11
Abbildung 2-5: Femurhalslänge .....	12
Abbildung 2-6: vertikale Distanzen .....	12
Abbildung 2-7: Messebenen.....	13
Abbildung 2-8: CCD, medialer Cortexwinkel und .....	15
Abbildung 2-9: CE-Winkel .....	15
Abbildung 2-10: Klassifikation nach Crowe .....	17
Abbildung 2-11: Klassifikation nach Hartofilakidis .....	18
Abbildung 2-12: CCD-Winkel .....	18
Abbildung 2-13: projizierter Antetorsionswinkel .....	19
Abbildung 3-1: OP-Zeitpunkt .....	22
Abbildung 3-2: Geschlechtsverteilung .....	22
Abbildung 3-3: Seitenverteilung der operierten Hüften .....	23
Abbildung 3-4: Boxplot: Alter bei Hüft-TEP-Implantation .....	24
Abbildung 3-5: Boxplot: Messkugel .....	25
Abbildung 3-6: Übersicht und Boxplot: Femurkopfdurchmesser .....	26
Abbildung 3-7: Übersicht und Boxplot: femorales Offset.....	27
Abbildung 3-8: Übersicht und Boxplot: Halslänge .....	28
Abbildung 3-9: Übersicht und Boxplot: Femurkopfhöhe .....	29
Abbildung 3-10: Übersicht und Boxplot: Höhe des Trochanter major .....	30
Abbildung 3-11: Übersicht und Boxplot: Femurkopf - Trochanter major .....	31
Abbildung 3-12: Übersicht und Boxplot: Isthmusposition .....	32
Abbildung 3-13: Markkanalbreiten.....	35
Abbildung 3-14: Übersicht und Boxplot: Canal Flare Index (CFI <sub>20</sub> ) .....	38
Abbildung 3-15: Übersicht und Boxplot: Canal Flare Index (CFI <sub>35</sub> ) .....	39
Abbildung 3-16: CFI (20/35) und Markkanalbreiten (+20mm/+35%) in Abhängigkeit von der Femurkopfhöhe .....	42

Abbildung 3-17: CFI-Formen (Häufigkeit %) .....	43
Abbildung 3-18: Übersicht und Boxplot: metaphysärer Canal Flare Index (MCFI <sub>20</sub> )....	44
Abbildung 3-19: Übersicht und Boxplot: metaphysärer Canal Flare Index (MCFI <sub>35</sub> )....	44
Abbildung 3-20: Übersicht und Boxplot: Cortical Index .....	45
Abbildung 3-21: Übersicht und Boxplot: medialer Cortexwinkel.....	46
Abbildung 3-22: Übersicht und Boxplot: medialer Cortexradius.....	47
Abbildung 3-23: Übersicht und Boxplot: CE-Winkel .....	48
Abbildung 3-24: Boxplot: projizierte CCD-Winkel .....	49
Abbildung 3-25: Boxplot: reelle CCD-Winkel.....	49
Abbildung 3-26: Boxplot: projizierter AT-Winkel.....	51
Abbildung 3-27: Boxplot: reeller AT-Winkel.....	51
Abbildung 4-1: Vergleich mit Daten des statistischen Bundesamts: Patientenalter zu OP-Zeitpunkt .....	56

## 8. Tabellenverzeichnis

Tabelle 2-1: Grenzwerte CE-Winkel .....	15
Tabelle 2-2: Klassifikation nach Crowe .....	16
Tabelle 3-1: Patientenalter zum OP-Zeitpunkt, unterteilt nach Geschlecht.....	23
Tabelle 3-2: Altersverteilung: Patientenalter bei OP .....	23
Tabelle 3-3: Voroperationen .....	24
Tabelle 3-4: ermittelte Kugeldurchmesser.....	25
Tabelle 3-5: Hartofilakidis-Klassen: Femurkopfdurchmesser.....	26
Tabelle 3-6: Hartofilakidis-Klassen: femorales Offset .....	27
Tabelle 3-7: Hartofilakidis-Klassen: Halslänge .....	28
Tabelle 3-8: Hartofilakidis-Klassen: Femurkopfhöhe.....	29
Tabelle 3-9: Hartofilakidis-Klassen: Höhe des Trochanter major .....	30
Tabelle 3-10: Hartofilakidis-Klassen: Femurkopf - Trochanter major .....	31
Tabelle 3-11: Hartofilakidis-Klassen: Isthmusposition .....	32
Tabelle 3-12: Markkanalbreiten .....	33
Tabelle 3-13: Geschlecht: Markkanalbreiten .....	33
Tabelle 3-14: Markkanalbreiten voroperierter und nicht voroperierter Femora .....	34
Tabelle 3-15: Hartofilakidis-Klassen: Markkanalbreiten .....	35
Tabelle 3-16: extrakortikale Femurbreiten.....	36
Tabelle 3-17: Geschlecht: extrakortikale Femurbreiten.....	36
Tabelle 3-18: extrakortikale Femurbreiten voroperierter und nicht voroperierter Femora .....	37
Tabelle 3-19: Hartofilakidis-Klassen: extrakortikale Femurbreiten .....	38
Tabelle 3-20: Hartofilakidis-Klassen: Canal Flare Index (CFI <sub>20</sub> /CFI <sub>35</sub> ) .....	39
Tabelle 3-21: Geschlecht: Verteilung der CFI-Formen.....	40
Tabelle 3-22: Verteilung der CFI-Formen voroperierter und nicht voroperierter Femora .....	40
Tabelle 3-23: Hartofilakidis-Klassen: Verteilung der CFI-Formen .....	41
Tabelle 3-24: Hartofilakidis-Klassen: MCFI <sub>20</sub> und MCFI <sub>35</sub> .....	45
Tabelle 3-25: Hartofilakidis-Klassen: Cortical Index .....	46
Tabelle 3-26: Hartofilakidis-Klassen: medialer Cortexwinkel und -radius .....	47
Tabelle 3-27: Hartofilakidis-Klassen: CE-Winkel .....	48

Tabelle 3-28: CCD-Winkel.....	49
Tabelle 3-29: Geschlecht: CCD-Winkel.....	50
Tabelle 3-30: CCD-Winkel voroperierter und nicht voroperierter Femora.....	50
Tabelle 3-31: Hartofilakidis-Klassen: CCD-Winkel .....	50
Tabelle 3-32: AT-Winkel .....	51
Tabelle 3-33: Geschlecht: AT-Winkel .....	51
Tabelle 3-34: AT-Winkel voroperierter und nicht voroperierter Femora .....	52
Tabelle 3-35: Hartofilakidis-Klassen: AT-Winkel .....	52
Tabelle 4-1: Kreuztabelle: Klassifikation nach Crowe - Klassifikation nach Hartofilakidis .....	67
Tabelle 4-2: erweiterte Klassifikation nach Hartofilakidis .....	68

## 9. Literaturverzeichnis

1. Aesculap AG (Hrsg.). (o. J.): Aesculap Metha®. Kurzschaft-Hüftendoprothesensystem Evolving the State of Arthroplasty. [http://www.aesculap.extranet.bbraun.com/public/frame\\_doc\\_index.html?med\\_id=100052593](http://www.aesculap.extranet.bbraun.com/public/frame_doc_index.html?med_id=100052593), abgerufen am: 12.07.2015.
2. Argenson JN, Ryembault E, Flecher X, et al. (2005): Three-dimensional anatomy of the hip in osteoarthritis after developmental dysplasia. The Journal of bone and joint surgery British volume, 87 (9): 1192-1196.
3. Baumgart K, Mellerowicz H. (2006): Hüft dysplasie. Orthopädie und Unfallchirurgie up2date, 1 (6): 579-598.
4. Bayne CO, Krosin M, Barber TC. (2009): Evaluation of the Accuracy and Use of X-Ray Markers in Digital Templating for Total Hip Arthroplasty. The Journal of arthroplasty, 24 (3): 407-413.
5. Benke GJ, Baker AS, Dounis E. (1982): Total hip replacement after upper femoral osteotomy. A clinical review. The Journal of bone and joint surgery British volume, 64 (5): 570-571.
6. Boos N, Krushell R, Ganz R, et al. (1997): Total hip arthroplasty after previous proximal femoral osteotomy. The Journal of bone and joint surgery British volume, 79 (2): 247-253.
7. Bortz J. (2005): Statistik für Human- und Sozialwissenschaftler : mit 242 Tabellen. Springer-Lehrbuch. 6. Auflage. Springer Verlag, Heidelberg, S. 94-95.
8. Brouwer KJ. (1981): Torsional deformities after fractures of the femoral shaft in childhood. A retrospective study, 27-32 years after trauma. Acta orthopaedica Scandinavica Supplementum, 195: 1-167.
9. Brüning K, Heinecke A, Tönnis D. (1988): Langzeitergebnisse der Azetabuloplastik. Zeitschrift für Orthopädie und ihre Grenzgebiete, 126 (03): 266-273.
10. Busch VJJF, Clement ND, Mayer PFJ, et al. (2012): High survivorship of cemented sockets with roof graft for severe acetabular dysplasia. Clinical orthopaedics and related research, 470 (11): 3032-3040.
11. Cameron HU, Botsford DJ, Park YS. (1996): Influence of the Crowe rating on the outcome of total hip arthroplasty in congenital hip dysplasia. The Journal of arthroplasty, 11 (5): 582-587.
12. Charnley J, Feagin JA. (1973): Low-friction arthroplasty in congenital subluxation of the hip. Clinical orthopaedics and related research, 91: 98-113.



13. Cibulka MT. (2004): Determination and significance of femoral neck anteversion. *Physical therapy*, 84 (6): 550-558.
14. Clohisy JC, Nunley RM, Carlisle JC, et al. (2009): Incidence and characteristics of femoral deformities in the dysplastic hip. *Clinical orthopaedics and related research*, 467 (1): 128-134.
15. Crowe JF, Mani VJ, Ranawat CS. (1979): Total hip replacement in congenital dislocation and dysplasia of the hip. *The Journal of bone and joint surgery American volume*, 61 (1): 15-23.
16. Danielson ME, Beck TJ, Lian Y, et al. (2013): Ethnic variability in bone geometry as assessed by hip structure analysis: findings from the hip strength across the menopausal transition study. *Journal of bone and mineral research*, 28 (4): 771-779.
17. Debrunner HU, Hepp WR. (1994): *Orthopädisches Diagnostikum*. 6. Auflage. Georg Thieme Verlag, Stuttgart, S. 143-162.
18. Decking R, Brunner A, Decking J, et al. (2006): Reliability of the Crowe und Hartofilakidis classifications used in the assessment of the adult dysplastic hip. *Skeletal radiology*, 35 (5): 282-287.
19. Delaunay S, Dussault RG, Kaplan Pa, et al. (1997): Radiographic measurements of dysplastic adult hips. *Skeletal radiology*, 26 (2): 75-81.
20. Dunn HK, Hess WE. (1976): Total hip reconstruction in chronically dislocated hips. *The Journal of bone and joint surgery American volume*, 58 (6): 838-845.
21. Eftekhari NS. (1978): *Principles of Total Hip Arthroplasty*. C. V. Mosby, S.
22. Ferguson GM, Cabanela ME, Ilstrup DM. (1994): Total hip arthroplasty after failed intertrochanteric osteotomy. *The Journal of bone and joint surgery British volume*, 76 (2): 252-257.
23. Ganz R, Leunig M, Leunig-Ganz K, et al. (2008): The etiology of osteoarthritis of the hip: an integrated mechanical concept. *Clinical orthopaedics and related research*, 466 (2): 264-272.
24. Gaston MS, Gaston P, Donaldson P, et al. (2009): A new classification system for the adult dysplastic hip requiring total hip arthroplasty: a reliability study. *Hip international : the journal of clinical and experimental research on hip pathology and therapy*, 19 (2): 96-101.
25. Gorski JM. (1988): Modular noncemented total hip arthroplasty for congenital dislocation of the hip. Case report and design rationale. *Clinical orthopaedics and related research*, 228: 110-116.
26. Haddad FS, Masri Ba, Garbuz DS, et al. (2000): Primary total replacement of the dysplastic hip. *Instructional course lectures*, 49 (C): 23-39.

27. Hartofilakidis G, Stamos K, Ioannidis TT. (1988): Low friction arthroplasty for old untreated congenital dislocation of the hip. The Journal of bone and joint surgery British volume, 70 (2): 182-186.
28. Hefti F. (2006): Kinderorthopädie in der Praxis. 2. Auflage. Springer Medizin Verlag, Heidelberg, S. 177-201.
29. Jawad MU, Scully SP. (2011): In brief: Crowe's classification: arthroplasty in developmental dysplasia of the hip. Clinical orthopaedics and related research, 469 (1): 306-308.
30. Kerboul M, Mathieu M, Sauzies P.(1987): Total hip replacement for congenital dislocation of the hip. In: Postel M, Kerboul M, Evrard J, et al. (Hrsg.). Total Hip Replacement. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg: S. 51-66.
31. Kingsley PC, Olmsted KL. (1948): A study to determine the angle of anteversion of the neck of the femur. The Journal of bone and joint surgery American volume, 30A (3): 745-751.
32. Kose O, Celiktaş M, Guler F, et al. (2012): Inter- and intraobserver reliability of the Crowe and Hartofilakidis classifications in the assessment of developmental dysplasia of the hip in adult patients. Archives of orthopaedic and trauma surgery, 132 (11): 1625-1630.
33. Krämer J, Grifka J. (2007): Orthopädie Unfallchirurgie. Springer-Lehrbuch. 8. Auflage. Springer Medizin Verlag, Heidelberg, S. 247-250.
34. Laine H-J. (2001): Anatomy of the Proximal Femoral Medullary Canal and Fit and Fill Characteristics of Cementless Endoprosthetic Stems. S. 35-37.
35. Lichte P, Kobbe P, Lörken M, et al. (2010): Planung von Korrekturosteotomien der unteren Extremität. Der Unfallchirurg, 113 (7): 573-583.
36. Loew M, Niethard FU, Schneider E. (1990): Die prognostische Bedeutung klinischer und radiologischer Parameter für die Revalgisierung des Schenkelhalses nach intertrochanterer Derotations-Varisierungsosteotomie. Zeitschrift für Orthopädie und ihre Grenzgebiete, 128 (6): 592-597.
37. Michelotti J, Clark J. (1999): Femoral neck length and hip fracture risk. Journal of bone and mineral research, 14 (10): 1714-1720.
38. Müller ME. (1957): Die hüftnahen Femurosteotomien: unter Berücksichtigung der Form, Funktion und Beanspruchung des Hüftgelenkes. 1. Auflage. Georg Thieme Verlag, Stuttgart, S.
39. Nakamura T, Turner CH, Yoshikawa T, et al. (1994): Do variations in hip geometry explain differences in hip fracture risk between Japanese and white Americans? Journal of bone and mineral research, 9 (7): 1071-1076.

40. Noble PC, Alexander JW, Lindahl LJ, et al. (1988): The anatomic basis of femoral component design. *Clinical orthopaedics and related research*, 235: 148-165.
41. Noble PC, Box GG, Kamaric E, et al. (1995): The effect of aging on the shape of the proximal femur. *Clinical orthopaedics and related research*, 316: 31-44.
42. Noble PC, Kamaric E, Sugano N, et al. (2003): Three-dimensional shape of the dysplastic femur: implications for THR. *Clinical orthopaedics and related research*, 417: 27-40.
43. Park J-M, Im G-I. (2011): The correlations of the radiological parameters of hip dysplasia and proximal femoral deformity in clinically normal hips of a Korean population. *Clinics in orthopedic surgery*, 3 (2): 121-127.
44. Robertson DD, Essinger JR, Imura S, et al. (1996): Femoral deformity in adults with developmental hip dysplasia. *Clinical orthopaedics and related research*, 327: 196-206.
45. Sakai T, Nishii T, Sugamoto K, et al. (2009): Is vertical-center-anterior angle equivalent to anterior coverage of the hip? *Clinical orthopaedics and related research*, 467 (11): 2865-2871.
46. Schiebler TH, Schmidt W, Zilles W. (1997): *Anatomie*. 7. Auflage. Springer Verlag, Berlin, S. 324-326.
47. Schiessel A, Brenner M, Zweymüller K. (2005): Ein- und zweizeitiger bilateraler Hüftgelenkersatz bei Dysplasiecoxarthrosen: eine vergleichende Analyse von 30 Patienten. *Zeitschrift für Orthopädie und ihre Grenzgebiete*, 143 (6): 616-621.
48. Smith & Nephew IH. (2008): SL-PLUS. Cementless Femoral Hip System. Surgical Technique. [http://www.smith-nephew.com/global/assets/pdf/slplus\\_\\_st.pdf](http://www.smith-nephew.com/global/assets/pdf/slplus__st.pdf), abgerufen am: 12.07.2015.
49. Smith & Nephew Orthopaedics AG (Hrsg.). (2014): SL-PLUS MIA. Cementless Femoral Hip System. Surgical Technique. <http://www.smith-nephew.com/documents/nl-sl-plus-mia-surgicaltechnique.pdf>, abgerufen am: 12.07.2015.
50. Statistisches Bundesamt (Hrsg.). (2013): *Gesundheit: Fallpauschalbezogene Krankenhausstatistik (DRG-Statistik). Operationen und Prozeduren der vollstationären Patientinnen und Patienten in Krankenhäusern. Ausführliche Darstellung 2012.*  
[https://www.destatis.de/DE/Publikationen/Thematisch/Gesundheit/Krankenhaeuser/OperationenProzeduren5231401127014.pdf?\\_\\_blob=publicationFile](https://www.destatis.de/DE/Publikationen/Thematisch/Gesundheit/Krankenhaeuser/OperationenProzeduren5231401127014.pdf?__blob=publicationFile), abgerufen am: 22.09.2014.

51. Stock D, Diezemann E, Birnesser H. (1977): Ergebnisse der operativen Korrektur der Coxa valga im Kindesalter. *Archiv für Orthopädische und Unfall-Chirurgie*, 88 (3): 329-338.
52. Sugano N, Noble PC, Kamaric E, et al. (1998): The morphology of the femur in developmental dysplasia of the hip. *The Journal of bone and joint surgery British volume*, 80 (4): 711-719.
53. Waldeyer A, Fanghänel J. (2003): *Waldeyer Anatomie des Menschen*. 17. Auflage. de Gruyter, Berlin [u.a.], S. 1100-1102.
54. Waldt S, Eiber M, Wörtler K. (2011): *Messverfahren und Klassifikationssysteme in der muskuloskelettalen Radiologie*. 1. Auflage. Georg Thieme Verlag, Stuttgart, S. 10-12.
55. White SP, Shardlow DL. (2005): Effect of introduction of digital radiographic techniques on pre-operative templating in orthopaedic practice. *Annals of the Royal College of Surgeons of England*, 87 (1): 53-54.
56. Wiberg G. (1939): Studies on Dysplastic Acetabula and Congenital Subluxation of the Hip Joint: With Special Reference to the Complication of Osteoarthritis. *Acta chirurgica Scandinavica*, 83:
57. Wimsey S, Pickard R, Shaw G. (2006): Accurate scaling of digital radiographs of the pelvis. A prospective trial of two methods. *The Journal of bone and joint surgery British volume*, 88 (11): 1508-1512.
58. Xu H, Zhou Y, Liu Q, et al. (2010): Femoral morphologic differences in subtypes of high developmental dislocation of the hip. *Clinical orthopaedics and related research*, 468 (12): 3371-3376.
59. Yiannakopoulos CK, Chougle A, Eskelinen A, et al. (2008): Inter- and intra-observer variability of the Crowe and Hartofilakidis classification systems for congenital hip disease in adults. *The Journal of bone and joint surgery British volume*, 90 (5): 579-583.
60. Zimmer Germany GmbH (Hrsg.). (2005): Alloclassic® Zweymüller® Schaft Operationstechnik. [http://www.zimmersouthafrica.co.za/content/pdf/de-CH/hcp/alloclassic\\_zweymuller\\_stem\\_surgical\\_technique\\_de.pdf](http://www.zimmersouthafrica.co.za/content/pdf/de-CH/hcp/alloclassic_zweymuller_stem_surgical_technique_de.pdf), abgerufen am: 12.07.2015.

## 10. Anhang





50	2012	56	w	i	nur l	ja	ja	43	29	45	50	53	3	122	58	36	24	9	56	27	65	45	35	23	64	35	0,61	6,44	6,22	2,42	2,07	165,1	31	140,5	27,0	134,95	34,61	18,8	I	A	Champagnerglas	Champagnerglas
51	2012	48	w	r	nur r	ja	ja	50	31	44	45	65	20	101	58	35	19	9	53	21	67	45	33	27	61	34	0,67	6,44	5,89	3,05	2,52	161,1	73	134,2				38,1	I	A	Champagnerglas	Champagnerglas
52	2012	67	w	r	nur r	nein	nein	45	38	49	50	62	12	103	45	25	17	9	42	19	53	39	29	25	51	30	0,64	5,00	4,67	2,65	2,21	154,0	55	128,7				19,5	I	A	Champagnerglas	Normal
53	2012	50	m	i	nur l	nein	nein	58	50	59	58	68	10	128	40	27	21	12	40	21	53	40	36	33	53	36	0,64	3,33	3,33	1,90	1,90	151,5	43	122,4				16,3	I	A	Normal	Normal
54	2012	53	w	r	nur r	nein	nein	43	29	48	66	66	0	105	37	22	18	11	40	18	48	35	31	30	51	31	0,63	3,36	3,64	2,06	2,22	162,8	57	143,2				21,8	I	A	Normal	Normal
55	2012	71	w	i	nur l	nein	nein	41	37	47	52	60	8	122	34	21	15	10	33	16	44	32	30	26	42	30	0,62	3,40	3,30	2,27	2,06	150,9	33	127,4				14,2	I	A	Normal	Normal
56	2012	47	w	r	bds	nein	nein	46	27	42	69	78	9	117	29	16	12	9	31	12	41	34	30	26	43	30	0,65	3,22	3,44	2,42	2,58	164,7	49	139,0	33,7	130,69	41,64	12,9	I	A	Normal	Normal
57	2004	39	w	i		nein	nein	47	24	40	73	72	-1	134	32	21	17	11	38	16	45	38	36	27	50	35	0,59	2,91	3,45	1,88	2,38	169,9	56	143,7				8,9	I	A	Ofenrohr	Normal
58	2008	53	w	r	bds	nein	nein	41	30	42	48	58	10	115	36	25	18	9	33	19	48	34	29	23	45	31	0,61	4,00	3,67	2,00	1,74	160,8	31	134,9				7,4	I	A	Normal	Normal
59	2012	57	w	i		ja	ja	46	21	34	49	53	4	143	44	31	26	14	42	28	62	52	37	29	59	38	0,52	3,14	3,00	1,69	1,50	160,8	21	141,9	26,7	136,36	34,68	22,5	I	A	Normal	Normal
60	2012	67	w	r	nur r	nein	nein	44	35	50	63	67	4	105	32	18	14	9	34	13	41	29	26	24	43	25	0,63	3,56	3,78	2,29	2,62	158,4	39	134,5				17,4	I	A	Normal	Normal
61	2012	59	m	i	nur l	nein	nein	53	23	42	72	70	-2	119	38	26	22	14	44	20	46	36	32	29	50	31	0,52	2,71	3,14	1,73	2,20	171,4	96	146,8				20,0	I	A	Ofenrohr	Normal
62	2011	51	w	r	bds	ja	nein	40	33	51	59	61	2	116	26	18	14	10	27	14	36	29	27	23	36	26	0,57	2,60	2,70	1,86	1,93	157,8	71	140,1				-5,2	III	B	Ofenrohr	Ofenrohr
63	2012	52	w	i		nein	nein	42	10	21	49	45	-4	128	37	22	19	10	37	20	42	31	28	21	41	29	0,52	3,70	3,70	1,95	1,85	178,1	290	152,6				-8,0	III	B	Normal	Normal
64	2012	74	w	r	nur r	nein	nein	44	22	38	63	60	-3	104	35	22	18	11	36	18	42	32	27	22	43	26	0,50	3,18	3,27	1,94	2,00	170,1	139	145,2				14,2	I	A	Normal	Normal
65	2012	46	w	r	nur r	nein	nein	44	26	45	63	60	-3	115	35	22	17	10	42	17	46	33	28	24	48	27	0,58	3,50	4,20	2,06	2,47	166,0	82	148,3	9,9	147,45	14,61	10,2	I	A	Normal	Normal
66	2012	47	w	i	nur l	nein	nein	44	29	31	29	64	35	115	68	25	18	10	30	22	72	37	31	26	43	33	0,62	6,80	3,00	3,78	1,36	154,0	27	110,8	17,6	109,78	18,74	13,0	I	A	Champagnerglas	Normal
67	2012	49	w	i	nur l	nein	nein	38	24	26	34	55	21	120	27	18	11	7	23	15	34	26	24	21	29	24	0,67	3,86	3,29	2,45	1,53	150,2	14	109,9					IV	C	Normal	Normal
68	2012	41	w	r	nur r	nein	nein	41	42	52	42	52	10	103	45	25	15	10	38	16	55	33	25	21	46	26	0,52	4,50	3,80	3,00	2,38	143,5	32	125,2					III	C	Normal	Normal
69	2012	47	w	r	nur r	ja	ja	46	22	27	42	60	18	117	31	28	22	13	30	24	41	37	36	25	40	37	0,48	2,38	2,31	1,41	1,25	162,6	34	127,0	27,6	122,57	32,05	-7,0	I	A	Ofenrohr	Ofenrohr
70	2011	38	w	r	bds	nein	nein	29	22	26	41	51	10	115	19	11	8	5	17	10	25	18	17	22	19	0,71	3,80	3,40	2,38	1,70	152,0	16	119,8	39,0	112,86	42,60		IV	C	Normal	Normal	
71	2012	39	w	i		nein	nein	30	26	32	40	49	9	118	30	12	9	5	23	10	32	19	18	25	19	0,72	6,00	4,60	3,33	2,30	153,8	50	125,9					IV	C	Champagnerglas	Normal	
72	2012	31	w	r	nur r	ja	nein	41	32	42	32	43	11	111	60	37	17	11	43	23	65	37	29	23	50	34	0,52	5,45	3,91	3,53	1,87	156,8	40	130,7				2,4	I	A	Champagnerglas	Normal
73	2011	54	w	r	nur r	nein	ja	43	23	33	56	61	5	86	31	20	14	9	31	14	37	29	25	24	37	25	0,63	3,44	3,44	2,21	2,21	168,1	24	136,0				29,2	I	A	Normal	Normal
74	2012	55	w	r	bds	nein	nein	45	27	40	63	65	2	109	30	19	15	9	31	15	38	27	25	21	39	25	0,57	3,33	3,44	2,00	2,07	161,1	47	136,7				8,3	I	A	Normal	Normal
75	2004	47	w	i		nein	nein	47	28	36	48	90	42	101	35	21	15	9	31	16	42	30	25	22	40	25	0,59	3,89	3,44	2,33	1,94	160,5	27	128,2				-10,5	I	A	Normal	Normal
76	2012	55	w	r	bds	ja	nein	47	16	22	41	60	19	129	29	21	20	20	29	20	34	27	26	29	34	26	0,31	1,45	1,45	1,45	1,45	171,2	31	134,0				15,7	II	B	Ofenrohr	Ofenrohr





104	2011	43	m	i		nein	nein	49	44	51	46	60	14	127	55	31	24	12	49	25	64	43	36	30	58	36	0,60	4,58	4,08	2,29	1,96	147,7	50	120,2					21,2	I	A	Normal	Normal
105	2011	46	w	i	nur i	nein	nein	43	28	42	53	52	-1	112	39	20	16	9	38	15	47	30	27	25	45	27	0,64	4,33	4,22	2,44	2,53	162,0	58	138,1	11,6	137,09	15,17	15,2	I	A	Normal	Normal	
106	2010	38	w	r	bds	nein	nein	42	33	47	55	59	4	117	38	23	17	11	37	18	47	34	30	28	46	30	0,61	3,45	3,36	2,24	2,06	157,4	41	135,0				-3,1	I	A	Normal	Normal	
107	2011	39	w	i		nein	nein	42	32	45	57	60	3	118	34	20	16	11	34	16	44	33	29	27	44	29	0,59	3,09	3,09	2,13	2,13	159,2	42	134,7				-0,6	I	A	Normal	Normal	
108	2011	48	w	r	nur r	nein	nein	46	39	60	69	72	3	123	39	25	18	10	42	16	47	35	30	28	50	30	0,64	3,90	4,20	2,17	2,63	159,8	45	139,8	21,9	136,15	28,39	14,0	I	A	Normal	Normal	
109	2010	64	w	r	bds	nein	ja	46	23	39	52	54	2	107	38	24	18	8	36	19	46	32	27	20	44	27	0,60	4,75	4,50	2,11	1,89	168,0	39	144,2				21,8	I	A	Champagnerglas	Normal	
110	2011	65	w	i		nein	ja	48	30	45	52	57	5	101	40	25	19	8	39	19	46	34	28	21	44	29	0,62	5,00	4,88	2,11	2,05	164,2	29	137,2				27,5	I	A	Champagnerglas	Champagnerglas	
111	2011	52	w	r	bds	nein	ja	48	16	27	50	60	10	121	45	30	23	13	42	24	50	37	32	24	47	34	0,46	3,46	3,23	1,96	1,75	175,6	78	145,0				33,2	I	A	Normal	Normal	
112	2008	48	w	i		nein	nein	48	18	30	54	60	6	108	46	32	22	12	45	23	52	39	32	24	50	32	0,50	3,83	3,75	2,09	1,96	174,1	93	142,8				17,3	I	A	Normal	Normal	
113	2011	64	m	r	nur r	nein	nein	51	21	37	52	64	12	161	42	28	20	14	41	22	49	37	31	26	47	32	0,46	3,00	2,93	2,10	1,86	171,7	156	145,7				3,6	II	B	Normal	Ofenrohr	
114	2011	43	w	r	nur r	nein	nein	46	29	43	48	57	9	113	47	29	25	11	44	28	53	39	33	24	50	35	0,54	4,27	4,00	1,88	1,57	164,8	59	137,8	33,0	129,87	40,54	17,4	I	A	Normal	Normal	
115	2011	51	w	i	nur i	ja	41	33	37	38	61	23	135	41	128	34	22	15	8	35	15	40	30	26	21	42	26	0,62	4,25	4,38	2,27	2,33	162,0	35	144,4				8,9	I	A	Normal	Normal
116	2011	55	w	i	nur i	nein	nein	47	26	43	68	66	-2	110	38	22	14	10	41	14	45	31	30	26	48	29	0,62	3,80	4,10	2,71	2,93	167,6	38	142,6				12,2	I	A	Normal	Normal	
117	2011	56	w	i	nur i	nein	nein	42	32	55	62	63	1	128	34	22	15	8	35	15	40	30	26	21	42	26	0,62	4,25	4,38	2,27	2,33	162,0	35	144,4				8,9	I	A	Normal	Normal	
118	2011	46	w	i	nur i	nein	nein	45	25	41	54	54	0	113	39	23	17	10	38	18	49	33	28	23	46	28	0,57	3,90	3,80	2,29	2,11	164,9	63	141,8				0,3	I	A	Normal	Normal	
119	2011	61	w	r	nur r	nein	nein	44	35	47	54	60	6	98	35	19	14	9	35	14	46	33	30	27	45	30	0,67	3,89	3,89	2,50	2,50	153,8	43	130,6				18,2	I	A	Normal	Normal	
120	2009	47	m	r	bds	nein	nein	48	45	58	56	64	8	121	40	24	18	10	40	18	51	35	32	30	51	32	0,67	4,00	4,00	2,22	2,22	147,2	55	128,2				18,4	I	A	Normal	Normal	
121	2011	49	m	i		nein	nein	48	47	58	52	61	9	119	44	23	17	10	42	18	54	34	31	31	52	32	0,68	4,40	4,20	2,59	2,33	146,0	66	124,9				17,2	I	A	Normal	Normal	
122	2011	59	w	r	nur r	nein	nein	41	28	51	57	59	2	104	41	27	20	10	41	20	48	35	30	26	48	30	0,62	4,10	4,10	2,05	2,05	164,8	61	146,7				14,7	I	A	Normal	Normal	
123	2011	67	m	r	nur r	nein	nein	50	25	43	54	56	2	129	42	28	24	13	42	25	48	36	35	27	48	36	0,52	3,23	3,23	1,75	1,68	169,5	66	144,1				31,8	I	B	Normal	Normal	
124	2011	42	w	i	nur i	nein	nein	42	31	44	56	55	-1	105	37	19	13	9	37	13	46	32	28	25	46	28	0,64	4,11	4,11	2,85	2,85	159,0	39	136,0	19,6	133,24	24,74	16,9	I	A	Normal	Normal	
125	2010	47	w	r	bds	nein	nein	45	38	59	59	57	-2	133	41	23	17	9	42	17	53	36	30	25	54	30	0,64	4,56	4,67	2,41	2,47	154,9	77	140,2	6,3	139,89	8,48	10,0	I	A	Normal	Normal	
126	2011	48	w	i		nein	nein	45	35	52	67	62	-5	120	37	22	16	9	41	16	48	34	31	25	50	31	0,64	4,11	4,56	2,31	2,56	158,1	67	138,4	12,3	137,26	16,11	10,6	I	A	Normal	Normal	
127	2011	43	w	r	nur r	nein	ja	40	19	27	43	52	9	87	41	21	14	6	35	15	45	29	24	21	40	25	0,71	6,83	5,83	2,93	2,33	166,9	43	133,1				38,7	I	A	Champagnerglas	Champagnerglas	
128	2011	65	w	i	nur i	nein	ja	47	32	47	57	61	4	125	41	25	19	10	41	19	48	35	30	24	48	30	0,58	4,10	4,10	2,16	2,16	161,3	69	137,6				39,2	I	A	Normal	Normal	
129	2011	62	w	r	nur r	nein	nein	44	33	47	58	62	4	111	37	22	18	10	37	18	46	33	28	26	46	28	0,62	3,70	3,70	2,06	2,06	156,6	40	135,9	32,0	128,76	38,93	17,6	I	A	Normal	Normal	
130	2011	39	w	i	nur i	ja	nein	45	26	30	35	54	19	116	42	22	17	9	38	18	50	31	26	22	45	27	0,59	4,67	4,22	2,47	2,11	153,1	24	119,1	10,4	118,59	11,72	8,2	I	A	Normal	Normal	

131	2011	51	w	r	nurr	nein	nein	43	38	50	52	59	7	110	41	24	16	9	39	17	48	33	29	24	46	29	0,63	4,56	4,33	2,56	2,29	154,3	53	129,5					7,5	I	A	Normal	Normal	
132	2011	68	w	r	nurr	nein	nein	44	28	45	53	53	0	102	42	29	22	11	41	23	49	36	30	25	48	30	0,56	3,82	3,73	1,91	1,78	165,8	27	141,6					13,4	I	A	Normal	Normal	
133	2011	48	w	r	nurr	ja	ja	43	37	51	45	53	8	130	37	22	19	10	33	19	50	38	32	29	46	32	0,66	3,70	3,30	1,95	1,74	155,9	33	134,5	6,1	134,24	7,76			22,0	I	A	Normal	Normal
134	2011	38	w	r	nurr	nein	nein	45	26	38	49	56	7	120	44	27	20	8	42	20	49	35	29	25	48	30	0,68	5,50	5,25	2,20	2,10	166,4	65	138,0					10,5	I	A	Champagnerglas	Champagnerglas	
135	2011	53	m	r	nurr	nein	nein	50	19	33	67	62	-5	134	43	30	22	9	44	23	48	36	31	24	49	30	0,63	4,78	4,89	1,95	1,91	173,0	52	145,4					6,8	I	A	Champagnerglas	Champagnerglas	
136	2010	38	w	r	nurr	nein	ja	47	31	43	67	75	8	103	26	20	14	9	29	13	36	30	27	23	38	27	0,61	2,89	3,22	1,86	2,23	162,2	32	134,8					9,3	I	A	Ofenrohr	Normal	
137	2011	52	w	r	nurr	ja	ja	40	31	53	53	56	3	124	40	21	18	10	39	18	45	33	17	21	44	28	0,52	4,00	3,90	2,22	2,17	158,4	44	144,3	26,9	138,50	35,69			25,2	I	A	Normal	Normal
138	2011	76	w	i	nurr	nein	nein	43	25	43	60	59	-1	88	33	22	17	13	34	17	43	22	28	27	44	27	0,52	2,54	2,62	1,94	2,00	164,4	32	143,8					20,8	I	A	Ofenrohr	Ofenrohr	
139	2011	39	w	i	nurr	nein	ja	44	23	39	60	57	-3	98	39	22	16	8	40	15	48	33	27	23	49	27	0,65	4,88	5,00	2,44	2,67	169,6	35	143,9	16,9	141,01	25,75	43,3	I	A	Champagnerglas	Champagnerglas		
140	2009	42	w	r	nurr	nein	nein	40	12	21	52	61	9	100	30	24	17	10	30	18	36	31	29	24	35	30	0,58	3,00	3,00	1,76	1,67	176,3	42	144,0	43,0	129,80	52,75			IV	C	Normal	Normal	
141	2011	24	w	r	nurr	nein	ja	39	34	50	49	52	3	130	42	25	18	9	39	20	47	31	25	19	43	26	0,53	4,67	4,33	2,33	1,95	157,3	26	137,3					41,9	I	A	Normal	Normal	
142	2009	59	w	r	bds	nein	nein	47	10	22	69	68	-1	96	36	25	20	9	39	18	41	32	30	21	44	28	0,57	4,00	4,33	1,80	2,17	177,7	589	152,3					-2,8	I	B	Normal	Normal	
143	2011	61	w	i	nein	nein	nein	45	18	31	64	67	3	118	37	25	20	10	39	19	43	33	29	22	45	28	0,55	3,70	3,90	1,85	2,05	174,1	157	145,6					26,0	I	A	Normal	Normal	
144	2009	60	w	r	bds	nein	nein	44	40	53	52	59	7	126	42	24	19	9	40	20	52	35	29	25	49	30	0,64	4,67	4,44	2,21	2,00	153,3	41	130,8					17,7	I	A	Normal	Normal	
145	2011	62	w	i	nein	nein	nein	44	28	46	55	55	0	123	40	25	18	9	39	19	47	34	28	23	46	28	0,61	4,44	4,33	2,22	2,05	164,2	50	139,9					14,0	I	A	Normal	Normal	
146	2011	53	w	r	nurr	nein	nein	39	31	44	53	57	4	107	33	22	16	8	32	16	42	29	26	22	42	27	0,64	4,13	4,00	2,06	2,00	158,7	38	134,8	22,1	131,39	27,45	4,0	I	A	Normal	Normal		
147	2011	43	w	i	nurr	nein	ja	43	31	44	51	62	11	112	45	26	18	9	43	19	50	33	27	23	48	28	0,61	5,00	4,78	2,50	2,26	163,0	67	136,4	28,6	130,60	35,30	29,6	I	A	Champagnerglas	Champagnerglas		
148	2010	53	w	r	bds	nein	ja	39	26	38	50	62	12	99	37	23	15	9	34	15	43	30	27	25	42	27	0,64	4,11	3,78	2,47	2,27	162,2	50	135,8					40,0	I	A	Normal	Normal	
149	2011	55	w	i	nein	ja	nein	39	25	34	53	64	11	99	31	20	13	8	30	14	38	28	25	24	38	25	0,57	3,88	3,75	2,38	2,14	162,4	55	134,2	27,3	129,11	33,29	42,2	I	A	Normal	Normal		
150	2011	56	w	r	nurr	nein	nein	42	22	33	48	56	8	125	34	24	22	13	32	23	41	34	28	23	39	29	0,43	2,62	2,46	1,55	1,39	169,0	24	137,1					12,5	I	A	Ofenrohr	Ofenrohr	
151	2011	41	w	i	nurr	nein	ja	48	27	42	58	60	2	116	44	29	20	8	44	20	48	36	30	23	48	30	0,65	5,50	5,50	2,20	2,20	167,4	58	138,7	9,5	138,01	12,54	25,3	I	A	Champagnerglas	Champagnerglas		
152	2007	48	w	r	bds	nein	nein	45	34	51	53	56	3	121	47	24	16	8	45	16	55	34	29	25	53	29	0,68	5,88	5,63	2,94	2,81	157,0	65	138,7					5,0	I	A	Champagnerglas	Champagnerglas	
153	2011	52	w	i	nein	ja	nein	46	33	51	53	55	2	122	44	24	16	9	42	17	50	32	28	25	49	28	0,64	4,89	4,67	2,75	2,47	158,4	54	139,8	14,2	138,25	18,79	25,9	I	A	Champagnerglas	Normal		
154	2011	40	w	i	nurr	nein	nein	41	18	40	60	54	-6	113	41	23	16	9	41	16	45	32	26	21	46	26	0,57	4,56	4,56	2,56	2,56	172,5	69	153,6	27,2	147,08	39,93	14,8	I	A	Normal	Normal		
155	2011	61	w	i	nurr	nein	nein	46	14	26	66	62	-4	101	34	20	15	8	36	14	42	33	29	25	45	29	0,68	4,25	4,50	2,27	2,57	175,7	86	147,5					17,4	II	A	Normal	Normal	
156	2009	56	w	r	bds	nein	nein	47	43	59	54	64	10	104	53	33	23	11	51	24	59	43	36	30	57	37	0,63	4,82	4,64	2,30	2,13	153,9	47	133,7					18,6	I	A	Champagnerglas	Normal	
157	2011	59	w	i	nein	ja	nein	47	40	56	54	63	9	100	48	31	21	11	47	22	55	41	35	28	54	35	0,61	4,36	4,27	2,29	2,14	157,2	32	133,9	28,6	128,36	34,67	43,8	I	A	Normal	Normal		

158	2011	45	w	i	nur l	ja	ja	43	37	44	44	54	10	119	40	20	14	6	36	15	53	30	25	21	49	26	0,71	6,67	6,00	2,86	2,40	144,4	27	124,5	21,6	121,93	24,94	20,3	I	A	Champagnerglas	Champagnerglas
159	2011	46	w	r	nur r	nein	nein	39	23	37	53	56	3	114	31	20	14	10	31	15	40	31	27	24	39	27	0,58	3,10	3,10	2,21	2,07	164,4	28	140,0			4,9	I	A	Normal	Normal	
160	2011	48	w	r	nur r	ja	nein	39	26	46	66	62	-4	125	22	17	14	11	23	14	34	30	28	27	34	28	0,59	2,00	2,09	1,57	1,64	163,9	32	144,9	22,0	140,95	29,95	18,4	I	A	Ofenrohr	Ofenrohr
161	2011	40	w	i	nur l	nein	nein	40	28	45	51	55	4	95	40	23	17	11	38	18	45	33	28	25	44	28	0,56	3,64	3,45	2,35	2,11	163,1	41	141,4			12,6	I	A	Normal	Normal	
162	2011	43	w	r	nur r	ja	nein	41	32	41	41	49	8	130	50	30	17	9	45	20	55	41	29	22	50	31	0,59	5,56	5,00	2,94	2,25	152,7	23	128,0	21,4	125,23	25,31	2,6	I	A	Champagnerglas	Champagnerglas
163	2011	48	m	i	nur l	nein	ja	47	23	41	65	62	-3	123	43	27	18	11	45	18	50	34	30	27	52	29	0,59	3,91	4,09	2,39	2,50	169,7	76	146,8			18,9	I	A	Normal	Normal	
164	2011	60	w	r	nur r	nein	ja	41	40	50	45	56	11	115	45	23	17	8	38	18	53	34	29	23	47	30	0,65	5,63	4,75	2,65	2,11	147,9	27	127,0			51,2	I	A	Champagnerglas	Champagnerglas	
165	2011	78	w	r	bds	nein	nein	50	31	43	54	67	13	128	45	31	23	11	45	23	53	40	33	25	52	33	0,56	4,09	4,09	1,96	1,96	163,5	40	133,6			11,0	I	A	Normal	Normal	
166	2007	74	w	i		nein	nein	49	29	40	55	65	10	120	42	26	21	11	42	21	49	36	30	25	48	30	0,56	3,82	3,82	2,00	2,00	163,5	42	134,2			15,0	I	A	Normal	Normal	
167	2011	38	w	i	nur l	nein	nein	45	19	50	73	65	-8	121	41	29	21	11	42	20	48	38	33	26	51	33	0,58	3,73	3,82	1,95	2,10	174,6	161	156,7			2,5	I	A	Normal	Normal	
168	2010	34	w	i	nur l	ja	ja	45	17	29	33	41	8	86	54	25	18	13	48	20	63	43	29	26	57	32	0,50	4,15	3,69	3,00	2,40	171,7	58	142,6	10,8	141,86	52,5	I	A	Normal	Normal	
169	2010	53	w	i	nur l	ja	nein	44	34	40	34	51	17	121	52	26	17	10	39	21	61	42	33	27	48	35	0,63	5,20	3,90	3,06	1,86	154,7	30	121,1	6,5	120,89	7,44	7,5	I	A	Champagnerglas	Normal
170	2010	53	w	r	nur r	ja	nein	41	30	40	44	65	21	112	44	26	16	8	43	21	53	38	29	22	52	32	0,64	5,50	5,38	2,75	2,05	157,0	29	130,8			33,5	II	B	Champagnerglas	Champagnerglas	
171	2010	49	w	r	bds	nein	nein	41	22	29	39	52	13	106	44	25	18	9	35	21	52	32	26	19	42	28	0,53	4,89	3,89	2,44	1,67	166,6	30	132,3			-6,3	II	A	Champagnerglas	Normal	
172	2007	47	w	i		nein	nein	40	27	42	52	56	4	107	37	22	15	9	35	16	42	29	24	20	40	24	0,55	4,11	3,89	2,47	2,19	164,6	45	139,2			1,9	I	A	Normal	Normal	
173	2010	37	w	r	bds	ja	ja	44	29	36	35	45	10	126	48	29	17	11	39	21	57	37	28	23	48	29	0,52	4,36	3,55	2,82	1,86	158,1	16	127,0			18,8	II	B	Normal	Normal	
174	2010	38	w	i		nein	ja	44	26	45	56	51	-5	124	41	23	16	9	41	17	46	30	25	20	46	25	0,55	4,56	4,56	2,56	2,41	165,2	46	144,5			17,6	II	B	Normal	Normal	
175	2010	45	w	r	bds	nein	ja	46	17	46	70	61	-9	114	30	19	16	12	31	16	35	33	31	23	38	30	0,48	2,50	2,58	1,88	1,94	174,6	97	158,4	15,2	156,21	26,11	17,0	I	A	Ofenrohr	Ofenrohr
176	2008	43	w	i		ja	ja	46	24	41	54	52	-2	129	39	20	18	13	37	18	44	33	30	23	43	31	0,43	3,00	2,85	2,17	2,06	164,3	41	144,6			43,7	I	A	Normal	Ofenrohr	
177	2010	49	w	i	nur l	nein	nein	43	37	53	59	58	-1	118	42	26	19	9	43	19	48	33	29	25	49	29	0,64	4,67	4,78	2,21	2,26	159,5	56	135,8	17,0	133,73	21,55	2,1	I	A	Normal	Champagnerglas
178	2010	43	w	r	nur r	nein	ja	43	31	41	50	63	13	123	43	28	21	12	41	22	52	36	31	25	49	32	0,52	3,58	3,42	2,05	1,86	160,6	43	131,0			55,1	I	A	Normal	Normal	
179	2010	51	w	i	nur l	nein	nein	41	35	45	50	61	11	124	41	24	18	9	38	18	49	35	31	24	47	31	0,63	4,56	4,22	2,28	2,11	157,8	50	129,4			26,3	I	A	Normal	Normal	
180	2010	46	w	r	bds	nein	nein	40	31	49	60	57	-3	100	33	21	14	8	34	14	42	32	27	24	43	27	0,67	4,13	4,25	2,36	2,43	159,1	42	141,6			6,0	I	A	Normal	Normal	
181	2009	45	w	i		nein	nein	40	31	50	60	58	-2	98	35	20	14	8	37	13	43	31	27	23	44	27	0,65	4,38	4,63	2,50	2,85	162,4	40	142,1			5,4	I	A	Normal	Normal	
182	2009	48	w	r	bds	ja	nein	40	44	50	46	62	16	112	43	21	13	8	42	14	53	36	27	25	51	29	0,68	5,38	5,25	3,31	3,00	143,3	21	119,0	19,8	117,18	22,12	12,0	I	A	Champagnerglas	Champagnerglas
183	2010	49	w	i		ja	nein	40	38	47	50	61	11	112	39	16	11	8	33	12	50	30	24	23	48	25	0,65	4,88	4,13	3,55	2,75	143,0	35	125,0	19,6	122,85	22,78	14,4	I	A	Champagnerglas	Normal
184	2009	56	w	r	bds	nein	nein	41	26	41	55	56	1	108	38	20	16	10	37	16	45	32	26	24	45	26	0,58	3,80	3,70	2,38	2,31	165,9	29	140,6			19,1	I	A	Normal	Normal	

185	2010	57	w	i		nein	nein	42	36	47	56	62	6	111	38	20	16	9	38	16	47	33	28	27	46	28	0,67	4,22	2,38	156,0	26	129,7					15,2	i	A	Normal	Normal	
186	2010	37	w	i	nur i	ja	ja	44	32	41	42	60	18	106	50	29	18	10	40	21	55	37	28	23	47	30	0,57	5,00	2,78	1,90	159,5	22	127,6	34,5	120,69	39,59	32,4	i	A	Champagnerglas	Normal	
187	2010	71	w	r	nur r	nein	nein	43	31	44	55	65	10	112	37	22	19	11	37	20	47	35	29	26	46	29	0,88	3,36	1,95	1,85	159,9	29	135,2				7,0	i	A	Normal	Normal	
188	2010	42	w	r	bds	nein	nein	42	37	50	52	60	8	107	39	21	15	9	38	16	52	34	30	26	50	30	0,85	4,33	2,60	2,38	151,8	27	132,0				15,2	i	A	Normal	Normal	
189	2008	40	w	i		nein	nein	43	35	47	54	59	5	103	43	23	16	9	40	16	52	37	32	27	51	32	0,67	4,78	2,69	2,50	154,4	28	132,3				15,1	i	A	Champagnerglas	Normal	
190	2004	56	m	r	nur r	nein	nein	55	34	56	73	74	1	129	41	27	23	14	46	21	53	41	36	35	58	35	0,80	2,93	3,29	1,78	161,9	39	142,2				10,1	i	A	Ofenrohr	Normal	
191	2010	39	w	i	nur i	nein	nein	42	26	38	42	52	10	98	49	26	17	8	45	18	55	34	27	21	51	28	0,62	6,13	5,63	2,88	161,8	35	136,4				3,6	i	A	Champagnerglas	Champagnerglas	
192	2010	52	w	r	bds	nein	nein	43	26	49	70	64	-6	119	34	21	16	8	35	16	44	31	28	27	45	23	0,70	4,25	4,38	2,13	168,1	43	147,4				24,3	i	A	Normal	Normal	
193	2006	48	w	i		nein	nein	43	23	47	72	64	-8	122	33	21	15	9	35	15	42	31	28	24	44	28	0,63	3,67	3,89	2,20	171,2	51	150,7				4,8	i	A	Normal	Normal	
194	2010	56	w	i	nur i	ja	nein	46	27	45	51	56	5	116	48	29	19	9	45	20	58	39	33	25	57	33	0,64	5,33	5,00	2,53	163,1	56	143,7	20,1	140,44	27,22	2,1	i	A	Champagnerglas	Champagnerglas	
195	2010	55	w	r	nur r	nein	nein	41	36	44	38	52	14	122	45	23	16	9	36	17	55	32	28	22	44	29	0,59	5,00	4,00	2,81	147,1	32	124,0				24,1	i	A	Champagnerglas	Normal	
196	2010	34	w	i	nur i	nein	nein	39	28	31	30	49	19	121	42	22	15	7	29	17	49	28	23	20	37	25	0,65	6,00	4,14	2,80	1,71	149,3	16	113,4				3,3	i	A	Champagnerglas	Normal
197	2010	49	w	r	bds	nein	nein	42	25	41	59	55	-4	112	36	20	15	10	38	15	43	28	24	25	44	24	0,60	3,60	3,80	2,40	163,7	68	142,0				8,9	i	A	Normal	Normal	
198	2010	49	w	i		nein	nein	41	18	38	61	50	-11	114	36	21	16	10	36	16	41	29	25	21	42	24	0,52	3,60	3,60	2,25	171,2	73	150,6	31,5	142,18	43,47	8,5	i	A	Normal	Normal	
199	2010	45	w	r	nur r	nein	nein	45	27	39	48	54	6	110	41	23	15	8	37	16	49	33	26	24	47	26	0,67	5,13	4,63	2,73	161,8	45	135,9				11,2	i	A	Champagnerglas	Normal	
200	2010	41	m	i	nur i	nein	ja	62	40	59	70	79	9	118	47	40	32	17	49	31	57	50	43	30	58	42	0,43	2,76	2,88	1,47	158	238	136,7				46,0	i	A	Ofenrohr	Ofenrohr	
201	2010	46	w	i	nur i	ja	ja	42	38	45	39	57	18	102	41	23	15	10	32	17	48	34	28	26	42	29	0,62	4,10	3,20	2,73	1,88	150,1	36	121,6				24,4	i	A	Normal	Normal
202	2010	40	w	r	nur r	ja	nein	44	29	45	62	64	2	114	41	20	16	11	43	14	52	36	31	25	53	30	0,56	3,73	3,91	2,56	157,6	46	140,3	6,5	139,97	8,75	0,9	i	A	Normal	Normal	
203	2009	43	w	r	bds	nein	nein	42	30	49	60	60	0	109	35	22	18	11	37	18	44	31	28	25	45	28	0,56	3,18	3,36	1,94	160,2	59	141,5				-6,7	i	A	Normal	Normal	
204	2010	44	w	i		nein	nein	43	27	46	64	61	-3	111	36	21	16	11	37	16	41	29	27	24	43	27	0,54	3,27	3,36	2,25	168,8	50	144,2				0,8	i	A	Normal	Normal	
205	2010	33	w	r	nur r	nein	nein	37	20	25	27	43	16	116	43	17	12	10	26	16	51	29	25	22	35	27	0,55	4,30	2,60	3,58	1,63	160,9	32	127,7				-6,1	i	A	Normal	Ofenrohr
206	2010	42	m	r	bds	ja	ja	55	43	55	60	74	14	130				16					30				0,47				153,5	56	128,7	26,3	124,49	30,96	25,5	i	A			
207	2009	41	m	i		nein	ja	49	43	57	60	59	-1	132	50	31	24	13	51	24	59	41	35	29	61	35	0,55	3,85	3,92	2,08	155,8	34	130,6				12,4	i	A	Normal	Normal	
208	2010	38	m	r	nur r	ja	nein	51	35	38	42	74	32	115	41	22	15	10	33	16	54	36	32	30	46	33	0,67	4,10	3,30	2,73	2,06	145,0	19	113,7				10,8	i	A	Normal	Normal
209	2010	51	m	i	nur i	nein	nein	47	38	53	63	63	0	113	39	24	20	12	43	20	51	38	31	32	53	31	0,63	3,25	3,58	1,95	157,1	79	134,1				-4,3	i	A	Normal	Normal	
210	2010	48	w	i	nur i	ja	ja	40	26	42	45	49	4	80	45	28	16	10	41	17	52	37	30	26	48	30	0,62	4,50	4,10	2,81	165,0	67	141,9	15,8	139,92	21,27	-25,5	ii	B	Normal	Normal	
211	2010	45	w	r	nur r	nein	nein	47	18	46	76	64	-12	99	30	20	17	9	36	14	42	33	28	25	48	27	0,64	3,33	4,00	1,76	2,57	173,6	317	157,0				13,8	i	A	Normal	Normal

212	2010	30	w	i	nur l	nein	ja	42	20	25	37	61	24	88	43	19	11	9	31	15	48	29	26	25	37	27	0,64	4,78	3,44	3,91	2,07	166,3	27	124,5	50,9	111,36	55,33		III	C	Champagnerglas	Normal
213	2010	42	w	r	nur r	nein	nein	36	30	43	43	45	2	97	42	25	15	9	39	16	47	31	22	18	43	24	0,50	4,67	4,33	2,80	2,44	157,2	33	136,7	36,2	127,53	43,63		IV	C	Normal	Normal
214	2007	44	w	i	nur l	nein	nein	40	24	35	41	53	12	92	45	26	15	8	38	18	50	32	27	23	42	28	0,65	5,63	4,75	3,00	2,11	165,3	40	136,1					II	B	Champagnerglas	Champagnerglas
215	2010	50	w	r	nur r	nein	nein	40	11	28	52	64	12	108	47	28	21	10	47	22	51	36	29	22	51	29	0,55	4,70	4,70	2,24	2,14	177,9	118	157,0				3,7	I	A	Champagnerglas	Champagnerglas
216	2009	45	w	r	bds	nein	ja	38	29	39	37	46	9	123	46	26	21	9	37	24	51	34	27	19	43	30	0,53	5,11	4,11	2,19	1,54	159,3	32	132,4				20,8	I	A	Champagnerglas	Normal
217	2010	46	w	i	nein	nein	ja	39	34	45	39	46	7	128	53	26	18	9	46	21	58	39	28	20	51	29	0,55	5,89	5,11	2,94	2,19	153,5	29	130,7				27,5	I	A	Champagnerglas	Champagnerglas
218	2009	36	w	r	bds	nein	nein	41	7	12	40	60	20	98	26	14	10	7	19	12	34	23	23	20	28	24	0,65	3,71	2,71	2,60	1,58	175,8	35	142,6				10,9	I	A	Normal	Olenrohr
219	2010	38	w	i	nein	nein	nein	39	16	24	43	62	19	97	22	11	9	7	18	10	34	26	25	21	29	25	0,67	3,14	2,57	2,44	1,80	162,4	26	137,2	10,4	136,40	13,51	0,1	I	A	Normal	Olenrohr
220	2010	54	w	r	bds	nein	nein	43	37	56	52	50	-2	120	53	32	24	9	53	25	60	42	31	24	59	32	0,63	5,89	5,89	2,21	2,12	158,1	46	138,0				17,8	I	A	Champagnerglas	Champagnerglas
221	2006	50	w	i	nein	nein	nein	43	36	57	54	51	-3	123	49	29	21	10	48	22	56	39	30	23	56	30	0,57	4,90	4,80	2,33	2,18	159,8	33	140,4				10,2	I	A	Champagnerglas	Champagnerglas
222	2010	50	w	r	nur r	nein	ja	39	29	43	47	52	5	96	44	27	19	11	40	20	49	34	28	24	45	29	0,54	4,00	3,64	2,32	2,00	162,5	44	138,0	20,0	135,03	25,65	38,1	I	A	Normal	Normal
223	2010	46	w	r	nur r	nein	nein	47	18	43	67	61	-6	112	50	36	22	8	53	22	54	39	31	20	56	30	0,60	6,25	6,63	2,27	2,41	174,1	529	155,9	25,3	150,13	38,86	14,5	I	A	Champagnerglas	Champagnerglas
224	2010	36	w	i	nur l	nein	nein	45	39	49	53	59	6	117	38	21	15	11	37	17	45	31	27	23	43	27	0,52	3,45	3,36	2,53	2,18	151,2	34	125,8	35,1	118,88	39,82	2,0	I	A	Normal	Normal
225	2010	54	w	r	nur r	nein	nein	53	31	48	66	67	1	128	45	29	25	12	48	23	57	43	36	30	59	36	0,60	3,75	4,00	1,80	2,09	166,2	71	140,1				7,8	I	A	Normal	Normal
226	2010	50	w	r	bds	ja	ja	46	31	44	49	52	3	108	50	18	14	8	48	14	58	39	29	24	55	31	0,67	6,25	6,00	3,57	3,43	155,8	62	135,5	19,0	132,63	23,91	55,1	I	A	Champagnerglas	Champagnerglas
227	2005	45	w	i	nein	nein	ja	47	32	61	61	58	-3	124	44	25	19	7	46	18	58	37	30	25	54	29	0,72	6,29	6,57	2,32	2,56	161,8	85	143,8	25,0	138,80	33,27	35,6	I	A	Champagnerglas	Champagnerglas
228	2010	28	w	i	nur l	nein	nein	42	19	45	54	50	-4	89	40	23	15	8	39	15	46	29	24	20	45	24	0,60	5,00	4,88	2,67	2,60	171,4	62	154,9				-11,3	I	A	Champagnerglas	Champagnerglas
229	2009	52	w	i	nur l	nein	ja	41	8	24	49	53	4	106	38	23	20	9	38	23	42	32	27	20	41	29	0,55	4,22	4,22	1,90	1,65	178,3	514	161,5				4,6	I	A	Normal	Normal
230	2009	61	w	i	nur l	nein	nein	46	23	39	54	53	-1	97	44	27	22	10	44	22	48	35	29	23	47	29	0,57	4,40	4,40	2,00	2,00	168,7	62	143,9				-5,5	II	B	Normal	Normal
231	2009	52	w	r	nur r	nein	nein	45	23	53	66	54	-12	121	41	24	20	11	41	19	46	32	28	21	47	27	0,48	3,73	3,73	2,05	2,16	169,5	80	154,4				5,7	I	A	Normal	Normal
232	2007	46	w	i	nur l	nein	ja	37	33	42	42	52	10	117	43	23	14	10	34	15	50	33	28	22	42	27	0,55	4,30	3,40	3,07	2,27	153,1	33	127,3				9,8	I	A	Normal	Normal
233	2009	41	w	r	bds	nein	nein	43	27	42	45	54	9	119	52	30	21	11	47	24	55	37	31	27	51	32	0,59	4,73	4,27	2,48	1,96	165,2	39	139,5				-11,4	I	A	Champagnerglas	Normal
234	2009	42	w	i	nein	nein	nein	42	30	47	45	54	9	118	47	27	20	10	41	22	55	35	30	26	50	30	0,62	4,70	4,10	2,35	1,86	162,6	40	140,1				-8,6	I	A	Champagnerglas	Normal
235	2009	55	w	r	nur r	ja	ja	48	35	43	41	58	17	111	44	30	27	13	42	28	58	45	35	26	51	38	0,50	3,38	3,23	1,63	1,50	156,0	17	125,9				2,9	III	B	Normal	Normal
236	2009	37	w	r	nur r	nein	nein	41	23	39	50	56	6	104	41	22	18	9	37	19	45	31	27	23	43	28	0,61	4,56	4,11	2,28	1,95	165,9	36	143,1	30,7	135,73	39,64	26,1	I	A	Normal	Normal
237	2009	45	w	i	nur l	nein	nein	39	33	48	47	52	5	121	44	25	12	8	40	13	49	32	28	24	46	28	0,67	5,50	5,00	3,67	3,08	157,2	54	135,6				0,9	I	A	Champagnerglas	Champagnerglas
238	2009	42	w	r	bds	ja	nein	39	16	34	48	54	6	117	32	21	20	12	31	20	38	28	27	22	35	27	0,45	2,67	2,58	1,60	1,55	174,8	57	152,7	24,8	147,29	36,52	-32,7	II	B	Olenrohr	Olenrohr





## 11. Erklärung zur Dissertation

„Hiermit erkläre ich, dass ich die vorliegende Arbeit selbständig und ohne unzulässige Hilfe oder Benutzung anderer als der angegebenen Hilfsmittel angefertigt habe. Alle Textstellen, die wörtlich oder sinngemäß aus veröffentlichten oder nichtveröffentlichten Schriften entnommen sind, und alle Angaben, die auf mündlichen Auskünften beruhen, sind als solche kenntlich gemacht. Bei den von mir durchgeführten und in der Dissertation erwähnten Untersuchungen habe ich die Grundsätze guter wissenschaftlicher Praxis, wie sie in der „Satzung der Justus-Liebig-Universität Gießen zur Sicherung guter wissenschaftlicher Praxis“ niedergelegt sind, eingehalten sowie ethische, datenschutzrechtliche und tierschutzrechtliche Grundsätze befolgt. Ich versichere, dass Dritte von mir weder unmittelbar noch mittelbar geldwerte Leistungen für Arbeiten erhalten haben, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertation stehen, oder habe diese nachstehend spezifiziert. Die vorgelegte Arbeit wurde weder im Inland noch im Ausland in gleicher oder ähnlicher Form einer anderen Prüfungsbehörde zum Zweck einer Promotion oder eines anderen Prüfungsverfahrens vorgelegt. Alles aus anderen Quellen und von anderen Personen übernommene Material, das in der Arbeit verwendet wurde oder auf das direkt Bezug genommen wird, wurde als solches kenntlich gemacht. Insbesondere wurden alle Personen genannt, die direkt und indirekt an der Entstehung der vorliegenden Arbeit beteiligt waren. Mit der Überprüfung meiner Arbeit durch eine Plagiatserkennungssoftware bzw. ein internetbasiertes Softwareprogramm erkläre ich mich einverstanden.“

---

Ort, Datum

---

Unterschrift



## **12. Danksagung**

Mein herzlichster Dank gilt Herrn Prof. Dr. med. Bernd-Dietrich Katthagen für die Überlassung dieser interessanten Thematik, seine fachliche Unterstützung und die gewährte Hilfe bei der Durchführung dieser Arbeit. Seine Anregungen und Ideen haben einen wesentlichen Anteil zur Realisierung beigetragen.

Für viele fachliche Hilfestellungen danke ich Dr. Dirk Janßen, der mir jederzeit mit guten Ratschlägen zur Seite stand und mir geholfen hat, mich in die Thematik einzuarbeiten.

Weiterer Dank für formelle Korrekturvorschläge gilt meiner Mutter Dr. Annette Kluck sowie Dres. Antje und Adrian Beyer.

Ich danke Frau Dr. Ingrid Dupraz, die sich die Zeit genommen hat, mir verschiedene Softwarelösungen für die Auswertung der Röntgenbilder zu zeigen und zu erklären.

Ein besonders großer Dank für ihre unermüdliche Unterstützung gilt meiner Frau Nikola, die unzählige Stunden opferte und mir jederzeit mit Rat und moralischer Unterstützung zur Seite stand.